

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg
Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

IMPULSFLUVOGRAPHIE UND TELEMETRIE DER
LOKALEN HAUTDURCHBLUTUNG

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin

dem Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

DIETER PILZ

aus Weimar/Krs. Kassel

Marburg 1976

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg (Lahn)

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg
Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

IMPULSFLUVOGRAPHIE UND TELEMETRIE DER
LOKALEN HAUTDURCHBLUTUNG

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin

dem Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

DIETER PILZ

aus Weimar/Krs. Kassel

Marburg 1976

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg (Lahn)



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg am ..23..Januar.1976

gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. H. Uepen

Referent:..Prof..Dr..L..Priebe...

Correferent:..Prof..Dr..A..Huch..

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Meßprinzip der Fluvographie	1
2. Meßprinzip der Impulsfluvographie	5
2.1 Theoretische Grundlagen	6
2.2 Meßgrößen der Impulsfluvographie	9
2.2.1 Heizimpulsfrequenz	10
2.2.2 Meßspannung	13
3. Impulsfluvographische Meßanordnung	19
3.1 Wärmeleitelement	20
3.2 Meßbrücke	22
4. Messungen mit dem Impulsfluvographen	27
4.1 Frequenz- und Spannungsregistrierungen bei Wärmeleitmessungen	27
4.1.1 λ - v -Messung	29
4.1.2 λ - U_M -Messung	36
4.1.3 v - U_M -Beziehung	42
4.2 Impulsfluvographische Messungen an einem Konvektionsmodell	46
4.2.1 Bestimmung des geheizten Sondenkörpers	47
4.2.2 Konvektion bei verschiedenen Wasserstrom- stärken	49
4.2.3 Einfluß der Wassertemperatur auf die Konvektion	51
a) Geheizter Sondenkörper B über dem PVC-Schlauch (Situation I)	52
b) Ungeheizter Sondenkörper A über dem PVC-Schlauch (Situation II)	55
4.3 Durchblutungsmessungen an der Haut (Dau- menkuppe)	56
4.3.1 Vorbereitende Maßnahmen	56
4.3.2 Meßergebnisse und Diskussion	58
a) Natürliche Durchblutungsschwankungen	58
b) Durchblutungsverlauf beim Lagewechsel Sitzen - Stehen	60
c) Durchblutungsverlauf bei Kältereiz	62

d) Durchblutungsverlauf bei Oberarmdrosselung	65
e) Durchblutungsverlauf bei verschiedenen Ventilationsbedingungen	68
4.3.3 Schlußbemerkung	
5. Telemetrie der lokalen Hautdurchblutung	73
5.1 Meßanordnung	73
5.1.1 Wärmeleitelement	74
5.1.2 Sender	74
5.1.3 Empfänger	75
5.1.4 Schreiber	76
5.2 Geräteeinstellung	77
5.2.1 Sendereinstellung	77
5.2.2 Schreibereinstellung	78
5.3 Beziehung zwischen Gegenspannung und Schreiberausschlag	79
5.4 Eich- und Demonstrationsmessungen	80
5.4.1 Eichung der Absoluttemperatur	80
5.4.2 Bestimmung der Thermistorwiderstandsgrenzen in Kanal 3	84
5.4.3 α - λ -Beziehung	87
5.4.4 Messungen am Konvektionsmodell	92
5.5 Telemetrische Durchblutungsmessungen an der Haut (Daumenkuppe)	94
5.5.1 Vorbereitende Maßnahmen	94
5.5.2 Meßergebnisse	96
a) Natürliche Durchblutungsschwankungen	96
b) Durchblutungsänderung bei Niveauänderung der Meßhand	98
c) Durchblutungsänderung beim Lagewechsel Stehen - Sitzen - Gehen und Gehen - Stehen	100

d) Durchblutungsverlauf bei Kältereiz und verschiedenen Ventilationsbedingungen	102
e) Durchblutungsverlauf bei Oberarmdrosselung	104
f) Simultanregistrierung einiger Kanäle	105
6. Diskussion	109
7. Zusammenfassung	117
8. Zusammenstellung verwendeter Symbole und Kurzbezeichnungen	119
9. Literaturverzeichnis	121

1. Meßprinzip der Fluvographie

Zur Bestimmung der Hautdurchblutung gibt es eine Reihe thermischer Meßverfahren. Mit Ausnahme der Fluvographie wird dabei der durch Konduktion und Konvektion erfolgende Wärmetransport aus dem Körperinneren in Richtung Haut ausgenutzt. Der natürliche Wärmetransport ist mit einem Temperaturfeld verbunden, dessen Gradient im Hautbereich eine der Meßgrößen darstellt. Die andere Meßgröße ist z.B. bei einem der Verfahren die kalorimetrisch zu ermittelnde Wärmestromdichte. Die mit diesen Werten zu errechnende Wärmedurchgangszahl kann als ein brauchbares Relativmaß für die Hautdurchblutung angesehen werden.

Im Gegensatz hierzu bedient sich die Fluvographie einer künstlichen Wärmequelle, die in Form eines metallenen und elektrisch geheizten Sondenkörpers der Haut aufliegt. Hat dieser Sondenkörper eine höhere Temperatur als das ihn umgebende Hautgewebe, so resultiert daraus ein Wärmestrom, der vom Sondenkörper weggerichtet ist. Es leuchtet ein, daß bei Messungen auf nicht durchblutetem Hautgewebe, wie auch auf Oberflächen anderen Materials, die Größe des Wärmestromes direkt abhängig sein muß von der Größe der Übertemperatur des geheizten Sondenkörpers und von der Wärmeleitfähigkeit des Wärmeleitmediums. Diese wird durch die Wärmeleitzahl λ_G angegeben, wobei der Index "G" Gewebe bedeutet. Die Wärmeleitzahl λ_G ist allgemein definiert als diejenige Wärmemenge (cal), die bei der Einheit des Temperaturgefälles ($^{\circ}\text{C}/\text{cm}$) durch eine Querschnittseinheit (cm^2) pro Zeiteinheit (sec) fließt. Sie hat also folgende Dimension:

$$[\lambda] = \frac{\text{cal} \cdot \text{cm}}{\text{cm}^2 \cdot \text{sec} \cdot ^{\circ}\text{C}} = \frac{\text{cal}}{\text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^{\circ}\text{C}} .$$

Bei konduktiver Ausbreitung der Wärme ist die Übertemperatur des elektrisch geheizten Sondenkörpers um so niedriger, je höher die Wärmeleitfähigkeit des undurchbluteten Gewebes ist. Dabei ist die im Hautgewebe vorhandene Blutmenge bedeutungslos, da die Wärmeleitzahlen von Gewebe und Blut nur unwesentlich differieren. Bei durchblutetem Hautgewebe erfolgt die Wärmeausbreitung in der Umgebung des geheizten Sondenkörpers durch Konduktion und Konvektion. Letztere kann in ihrer Wirkung auf Wärmestrom und Temperaturfeld als ein zusätzlicher Konduktionsfaktor angesehen werden. Man spricht in diesem Falle nicht mehr von der Wärmeleitzahl λ_G , sondern von der Wärmetransportzahl λ . Es gilt also: $\lambda \geq \lambda_G$. Das Gleichheitszeichen ist bei völliger Durchsorgung der Durchblutung realisiert.

Den Vorgang der Konvektion (Wärmemitführung durch das Blut) hat man sich so vorzustellen, daß im relativen Vergleich das arterielle Blut thermisch quasi unbeeinflusst bleibt. Erst im Kapillarbereich geht Wärme vom Gewebe über die Kapillarwand in das Blut über. Das venöse Blut verläßt dann die Kapillaren und den Umgebungsraum des Sondenkörpers mit überhörter Temperatur. Auch für das Venenblut wird im relativen Vergleich die Nichtexistenz einer thermischen Wechselwirkung mit dem Gewebe angenommen.

Die Übertemperatur des geheizten Sondenkörpers wird als Temperaturdifferenz ϑ gegenüber einem benachbarten Sondenkörper, der nicht geheizt wird und ebenfalls mit gutem Kontakt der Haut aufliegt, meßtechnisch erfaßt. Dabei soll der kalte Sondenkörper nach Möglichkeit außerhalb des elektrisch erzeugten Temperaturfeldes liegen, aus physiologischen Gründen aber auch nicht allzuweit vom geheizten Sondenkörper entfernt sein. Der meßtechnisch

erfaßte Durchblutungsbereich befindet sich somit in der Umgebung des geheizten Sondenkörpers. Erfolgt nun bei hoher Durchblutung ein intensiver konvektiver Wärmeabtransport vom geheizten Sondenkörper, so ist damit eine niedrige Übertemperatur verbunden. Das wiederum bedeutet eine geringe Temperaturdifferenz ϑ . Es besteht demnach beim fluvographischen Verfahren der Hautdurchblutungsmessung folgender Zusammenhang: Erhöhung der Durchblutung geht einher mit einer Verminderung der Temperaturdifferenz und Durchblutungsverminderung bedeutet eine Verkleinerung von ϑ .

Der quantitative Zusammenhang zwischen der Meßgröße ϑ und der Wärmeleitzahl λ_G wird in der folgenden Weise dargestellt: Für die Berechnung eines Wärmestromes im nichtdurchbluteten Hautgewebe gilt allgemein

$$(\dot{Q}_H)_1 = k_1 \cdot \vartheta \cdot \lambda_G.$$

k_1 ist ein Faktor, der zur Beschreibung der Geometrie von Sondenkörper und Gewebeumgebung dient. Bei elektrischer Heizung des Sondenkörpers errechnet sich der Wärmestrom $(\dot{Q}_H)_2$ als Produkt aus elektrischem Wärmeäquivalent k_2 und elektrischer Leistung N_{el} .

$$k_2 = 0,239 \text{ cal} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot \text{W}^{-1}$$

$$N_{el} = R_H \cdot I_H^2;$$

$$\text{also ist } (\dot{Q}_H)_2 = k_2 \cdot R_H \cdot I_H^2,$$

wobei R_H als Heizwiderstand in Ohm und I_H als Heizstromstärke in Ampere zu verstehen sind.

Im stationären Zustand ist $(\dot{Q}_H)_1 = (\dot{Q}_H)_2$. Daraus folgt:

$$k_2 \cdot R_H \cdot J_H^2 = k_1 \cdot \bar{v} \cdot \lambda_G$$

Dann ergibt sich für λ_G nach Zusammenfassung der Konstanten:

$$\lambda_G = \frac{k_1 \cdot J_H^2}{\bar{v}} \quad \text{mit} \quad k_1 = \frac{0,239 \cdot R_H}{k_1}.$$

Setzt man für das konduktiv leitende Medium $\lambda_G = 0$, so wird trotzdem bei der gegebenen Konstruktion des Wärmeleitelementes mit einem Wärmestrom vom geheizten Sondenkörper zum ungeheizten zu rechnen sein. Dieser Wärmekurzschluß kommt sowohl über die für die $\bar{v}$ -Messung notwendigen Verbindungsleitungen (Thermoelement) als auch über die für die Fixierung der metallenen Sondenkörper notwendige Plexiglasfassung zustande. Quantitativ stellt sich der Wärmekurzschluß folgendermaßen dar:

$$(\dot{Q}_H)_1 = k_1 \cdot \bar{v} \cdot (\lambda_G + k_2).$$

Hieraus folgt

$$\lambda_G = k_1 \cdot \frac{J_H^2}{\bar{v}} - k_2.$$

K_2 = Wärmekurzschlußkonstante

Diese für den konduktiven Wärmetransport abgeleitete Gleichung gilt auch als Bestimmungsgleichung für die Größe λ , wenn neben Konduktion auch Konvektion wirksam ist,

$$\lambda = k_1 \cdot \frac{J_H^2}{\bar{v}} - K_2.$$

2. Meßprinzip der Impulsfluvographie

Die Methode der Impulsfluvographie ist kein grundsätzlich neues thermisches Meßverfahren der Wärmeleit- und Durchblutungsmessung. Auch sie arbeitet mit einer künstlichen Wärmequelle, die jedoch im Gegensatz zur Fluvographie nicht mit konstantem Gleichstrom, sondern mit einem Rechteckimpulsstrom gespeist wird. Dessen Frequenz ist so hoch gewählt, daß die entstehende Über- temperatur und das im Gewebe herrschende Temperaturfeld von stationärer Natur sind. Die Übertemperatur bzw. die zwischen den Sondenkörpern gegebene Temperaturdifferenz wird bei variierenden Konduktions- und Konvektionsbedingungen automatisch auf einen konstanten Wert eingeregelt. Das geschieht bei konstanter Impulshöhe und Pausendauer durch Änderung der Impulsfrequenz, die mit einer entsprechenden Variation des Wärmestromes verbunden ist.

Dieses Verfahren, bei dem die Heizimpulsfrequenz als die primäre Meßgröße erscheint, zeichnet sich gegenüber der Fluvographie dadurch aus, daß sowohl schnelle physiologische Durchblutungsschwankungen periodischer Natur als auch einmalig mit hoher Änderungsgeschwindigkeit verlaufende Durchblutungsumstellungen wegen geringer Dämpfung noch angezeigt werden.

Daneben bietet das impulsfluvographische Verfahren die hervorragende Möglichkeit, durch Modulation einer Trägerwelle mit den durchblutungsabhängigen Heizimpulsfrequenzen diesen wichtigen physiologischen Parameter telemetrisch zu übertragen.

2.1 Theoretische Grundlagen

Die erste Änderung, welche die Methode der Impulsfluvographie gegenüber der Fluvographie auszeichnet, ist die Heizung eines Sondenkörpers durch einen Impulsstrom. In Abb. 1 ist der Impulsstrom graphisch dargestellt.

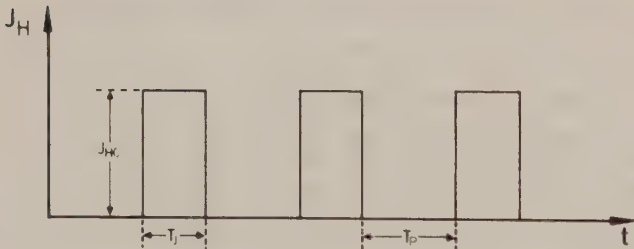


Abb. 1 Impulsstrom zur Heizung des Sondenkörpers
 J_{Hc} = Stromhöhe des Impulses, T_J = Heizdauer,
 T_P = Pausendauer.

Es gilt: $J_{Hc} = \text{const.}$, $T_P = \text{const.}$, $T_J = \text{variabel.}$

Die Dauer einer Schwingung T des Impulsstromes beträgt

$$T = T_J + T_P .$$

Es ergibt sich daher für die Frequenz ν

$$\nu = \frac{1}{T_J + T_P} .$$

Die Größe des Wärmestromes war bei der Gleichstromheizung des fluvographischen Verfahrens

$$Q_H = 0,239 \cdot R_H \cdot J_H^2.$$

Bei Heizung durch einen Impulsstrom muß berücksichtigt werden, daß während der Dauer einer Schwingung $T_f + T_p$ nur in der Zeit T_f eine Heizung erfolgt. Man erhält daher die Heizleistung bzw. den Wärmestrom in der Zeiteinheit, indem man den fluvographischen Ausdruck mit dem Tastverhältnis multipliziert. Außerdem ist J_H durch den Impulsspitzenwert J_{H0} zu ersetzen.

$$Q_H = k_2 \cdot R_H \cdot J_{H0}^2 \cdot \frac{T_f}{T_f + T_p}$$

$$\frac{T_f}{T_f + T_p} = \text{Tastverhältnis.}$$

Durch Einsetzen der obigen Frequenzgleichung erhält man

$$Q_H = k_2 \cdot R_H \cdot J_{H0}^2 \cdot v \cdot T_f$$

$$Q_H = k_2 \cdot R_H \cdot J_{H0}^2 \cdot (1 - v \cdot T_p).$$

Für die Beziehung zwischen Wärmeleitzahl und Heizleistung gilt daher

$$\lambda_G = k_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{v} \cdot v \cdot T_f - k_2$$

$$= k_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{v} \cdot (1 - v \cdot T_p) - k_2$$

$$= \left(k_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{v} - k_2 \right) - \left(k_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{v} \cdot T_p \right) \cdot v.$$

Die vorstehenden Gleichungen behalten ihre Gültigkeit, wenn in ihnen die Wärmeleitzahl λ_G durch die Wärmetransportzahl λ ersetzt wird.

Der zweite und wesentliche Punkt der Impulsfluvographie ist der, daß bei verschiedenen λ_G - bzw. λ - Werten die Temperatur - differenz zwischen den beiden Sondenkörpern konstant bleibt. Das wird erreicht, indem bei $J_{H_0} = \text{const.}$ und $T_P = \text{const.}$ die Impulsbreite T_f und damit die Frequenz

$$\nu = \frac{1}{T_f + T_P}$$

sich automatisch so einstellt, daß die Temperatur

$$\vartheta = \vartheta_0 = \text{const. bleibt.}$$

Man erhält somit

$$\lambda_G = \left(k_1 \cdot \frac{J_{H_0}^2}{\vartheta_0} - k_2 \right) - k_1 \cdot \frac{J_{H_0}^2}{\vartheta_0} \cdot T_P \cdot \nu.$$

Dieser Ausdruck stellt in gekürzter Schreibweise die erste Arbeitsformel der Impulsfluvographie dar, in der die Größe λ_G bzw. λ als Funktion der Heizimpulsfrequenz ν erscheint,

$$\lambda_G, \lambda = C_1 - C_2 \cdot \nu$$

$$\text{mit } C_1 = k_1 \cdot \frac{J_{H_0}^2}{\vartheta_0} - k_2$$

$$\text{und } C_2 = k_1 \cdot \frac{J_{H_0}^2}{\vartheta_0} \cdot T_P.$$

Bei der impulsfluvographischen Wärmetransportzahlmessung liegt also folgender Zusammenhang zwischen Durchblutung und Heizfrequenz vor:

hohe Durchblutung $\longrightarrow \tau_2 = \text{groß}, \quad \mathcal{V} = \text{niedrig}$
 geringe Durchblutung $\longrightarrow \tau_2 = \text{klein}, \quad \mathcal{V} = \text{hoch}.$

2.2 Meßgrößen der Impulsfluvographie

Um die Wärmeleitzahl λ_G bzw. die durchblutungsabhängige Wärmetransportzahl λ zu ermitteln, stehen beim impulsfluvographischen Verfahren zwei Meßgrößen zur Verfügung. Neben der Heizimpulsfrequenz $\mathcal{V}$ kann eine Meßspannung U_M , die als lineare Funktion der Frequenz erscheint, am Ausgang des Impulsfluvographen registriert werden. Über die Abhängigkeit der Wärmetransportzahl λ von der spezifischen Durchblutung $\mathcal{J}$ in der Einheit ml (Blut)/ 100 g (Gewebe) min sei in diesem Zusammenhang hier nur so viel gesagt, daß λ bei wachsendem $\mathcal{J}$ monoton ansteigt,

$$\frac{d\lambda}{d\mathcal{J}} > 0.$$

Im folgenden wird in den Gleichungen, wenn eine besondere Erwähnung nicht notwendig erscheint, die Wärmeleitzahl λ_G synonym durch die Wärmetransportzahl λ vertreten.

2.2.1 Heizimpulsfrequenz ν

Die Heizimpulsfrequenz ν ist mit der Wärmetransportzahl λ in der folgenden Weise verbunden

$$\lambda = C_1 - C_2 \cdot \nu$$

$$\text{mit } C_1 = K_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{\nu_0} - K_2$$

$$\text{und } C_2 = K_1 \cdot \frac{J_{H0}^2}{\nu_0} \cdot T_P.$$

Die folgende Darstellung zeigt den theoretischen Zusammenhang zwischen Bestimmungsgröße λ und Meßgröße ν .

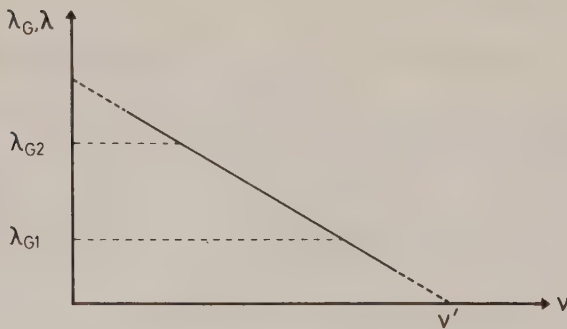


Abb. 2 Theoretischer Verlauf der $\lambda - \nu$ -Beziehung.
Der gestrichelte Teil stellt irrealen ν - bzw.
 λ - Werte dar.

Der in Abbildung 2 angegebene ν' -Wert ist unreal. Er ist mit dem λ -Wert $\lambda = 0$ verbunden.

$$\lambda = 0 \longrightarrow \nu' = \frac{1}{T_P} \cdot \left(1 - \frac{K_2 \cdot \frac{J_{H0}^2}{\nu_0}}{K_1 \cdot J_{H0}^2} \right).$$

Der endliche Wert γ' bzw. die endliche Heizimpulsbreite T_J'

$$T_J' = \frac{k_2 \cdot T_P}{k_1 \frac{\gamma_{H_2}^2}{\gamma_0} - k_2}$$

ergibt sich wegen $k_2 \neq 0$. Ist dagegen $k_2 = 0$, so folgt

$$\gamma' = \frac{1}{T_P} \quad \text{und} \quad T_J' = 0.$$

Diese Werte besagen, daß, wenn kein Wärmetransport möglich ist, keine Impulsheizung erforderlich ist, um irgendeine Temperaturdifferenz $\dot{\gamma}$, also auch $\dot{\gamma} = \dot{\gamma}_0$, im idealen nichtleitenden Medium zu halten.

Abbildung 3 zeigt ein schematisches Funktionsschaltbild des Impulsgenerators. Der Generator speist die Heizwendel im geheizten Sondenkörper mit einem Impulsstrom, dessen Polarität als positiv angenommen wird.

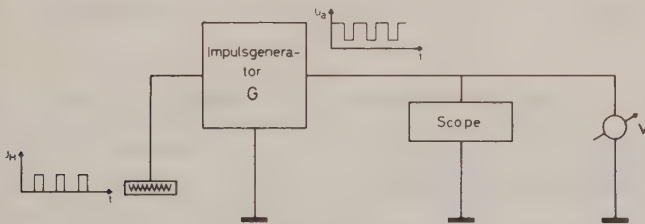


Abb. 3 Impulsgenerator für Sondenheizung mit Oszillograph und Frequenzmesser am Ausgang.

Am Meßausgang des Impulsgenerators erscheint aus bestimmten elektronischen Gründen, auf die hier nicht weiter eingegangen werden soll, die Impulsinformation in maskierter Form. Die Heizimpulsfolge ist mit umgekehrter Polarität einer positiven ΣX Gleichspannung überlagert.

Es gilt (siehe Abbildung 4):

$$U_0 \text{ proportional } f_{H_0}$$

$$U_1 > U_0$$

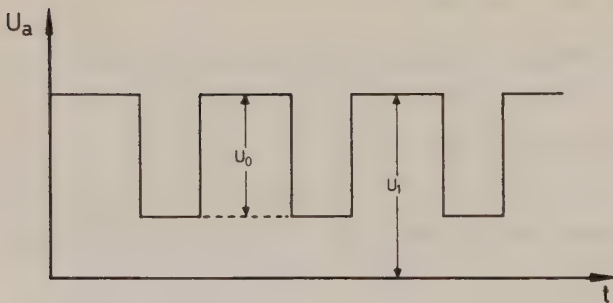


Abb. 4 Spannungsverlauf U_a am Ausgang des Impulsgenerators.

Um mit Hilfe der $\lambda - \gamma$ -Beziehung numerische λ -Werte zu erhalten, ist die Kenntnis der Konstanten C_1 und C_2 notwendig. Eichmessungen auf zwei verschiedenen Wärmeleitkörpern ($\lambda_{G1}, \lambda_{G2}$) sind hierzu erforderlich, wobei nach Möglichkeit $\lambda_{G1} \ll \lambda_{G2}$ zu wählen ist.

Die Ergebnisse der Eichmessungen lauten:

$$\lambda_{G1} = C_1 - C_2 \cdot \gamma_1$$

$$\lambda_{G2} = C_1 - C_2 \cdot \gamma_2$$

Mit $\Delta \lambda_G = \lambda_{G2} - \lambda_{G1}$ und $\Delta v = v_2 - v_1$ erhält man

$$C_1 = \lambda_{G1} - v_1 \cdot \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta v}$$

$$C_2 = - \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta v}$$

Als Arbeitsformel folgt hieraus

$$\lambda_{G, \lambda} = \lambda_{G1} + \left| \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta v} \right| \cdot (v_1 - v_2)$$

$$\text{bzw. } \lambda_{G, \lambda} = \lambda_{G2} - \left| \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta v} \right| \cdot (v - v_2).$$

2.2.2 Meßspannung U_M

Neben der Heizimpulsfrequenz γ kann eine Meßspannung U_M , die von dieser linear abhängig ist, als Meßgröße dienen. Die Darstellung der Abhängigkeit zwischen Bestimmungsgröße λ und der Meßgröße U_M ,

$$\lambda = \lambda(U_M),$$

ist die im folgenden zu leistende Aufgabe.

Die Ausgangsspannung U_a des Impulsgenerators wird einem R-C-Glied zugeführt (Abb. 5).

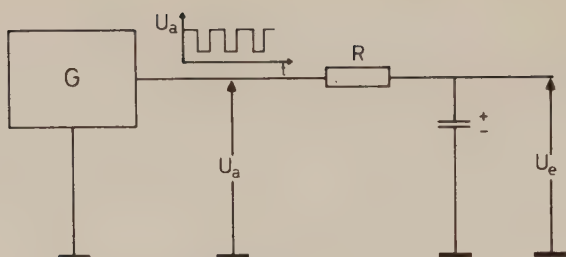


Abb. 5 Spannung U_e am Kondensator des R-C-Gliedes.

Wenn Widerstand R und Kapazität C richtig dimensioniert sind, erscheint die am Kondensator anliegende Spannung in der Form

$$U_e = U_1 - \frac{T_f}{T_f + T_p} \cdot U_0.$$

Diese Gleichung, in Verbindung mit

$$\lambda = C_1 - C_2 \cdot v,$$

läßt nachstehende Beziehung folgen,

$$\lambda = D_1 + D_2 \cdot U_e$$

$$\text{mit } D_1 = \frac{U_1}{U_0} \cdot \frac{K_1 \cdot \dot{J}_{H_0}^L}{\dot{V}_0} - K_2$$

$$\text{und } D_2 = - \frac{1}{U_0} \cdot \frac{K_1 \cdot \dot{J}_{H_0}^L}{\dot{V}_0}.$$

Eine der allgemeinen Aufgaben, die impulsfluvographisch zu lösen sind, wird sein, die Wärmetransportzahl λ als Funktion einer zeitveränderlichen Durchblutung $\dot{V}(t)$ mit einem Schreiber fortlaufend zu registrieren,

$$\lambda(t) = \lambda(f(v)) = D_1 + D_2 \cdot U_e(t).$$

Die Spannung U_e ist aber, gemessen an den zu erwartenden Änderungen ΔU_e relativ groß. Der Schreiber müßte demnach eine geringe Empfindlichkeit besitzen, was wiederum bedeuten würde, daß die Durchblutungsschwankungen nur mit geringen Schreiberauslenkungen verbunden wären. Eine Nullpunktsunterdrückung schafft hier die Möglichkeit, die Durchblutungsschwankungen mit größerer Schreiberempfindlichkeit zu registrieren. Diese Unterdrückung wird aber nicht, wie es im allgemeinen geschieht, durch einfache Serienschaltung einer einstellbaren Gleichspannung erzeugt. Aus Gründen der elektronischen Stabilität werden vielmehr die zu unterdrückende Spannung U_e sowie eine einstellbare Spannung U_G einem Operationsverstärker zugeführt (Abb. 6).

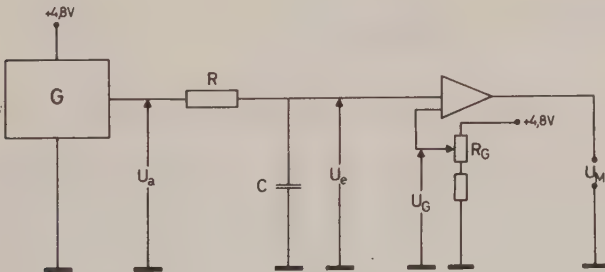


Abb. 6 Spannungsunterdrückung mit Operationsverstärker.

Die Stabilitätswirkung ergibt sich aus der Tatsache, daß die Speisespannung des Impulsgenerators und die Potentiometerspannung, wovon ein einstellbarer Bruchteil als Spannung U_G am Eingang des Operationsverstärkers liegt, identisch sind. Schwankungen derselben

lassen in weiten Grenzen die Meßgröße U_M am Ausgang des Operationsverstärkers unberührt.

Die Wirkung des Operationsverstärkers ist aus Abb. 7 ersichtlich, in der die Ausgangsspannung U_M als Funktion von U_e mit U_G als Parameter erscheint. Die Kennlinien sind weitgehend linearer Natur.

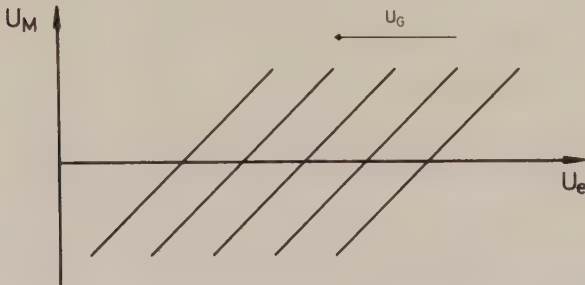


Abb. 7 Kennlinienbild des Operationsverstärkers. Meßgröße U_M als Funktion der Eingangsspannung U_e , U_G = Parameter.

Durch Variation der Spannung U_G am zweiten Eingang des Operationsverstärkers ändert sich die Lage der Kennlinien. Mit wachsendem U_G wandern sie nach links, was bedeutet, daß ein bestimmter U_M -Wert in positiver Richtung verlagert wird. Die Linearität der Kennlinien bedingt, daß die Größen U_M und U_e in der folgenden Weise miteinander verbunden sind,

$$U_M = A \cdot U_e + B(U_G)$$

$$B = B(U_G).$$

Die Größen A und B dieser Formel sind durch Eichbestimmung festzulegen. Dazu werden wieder zwei Eichsubstanzen benutzt, deren

Wärmeleitzahlen λ_{G1} und λ_{G2} möglichst weit auseinander liegen.

Es soll gelten: $\lambda_{G1} \ll \lambda_{G2}$.

Mit Hilfe von U_G wird in der Eichsituation $\lambda_G = \lambda_{G2}$ die Ausgangsspannung Null eingestellt,

$$U_{M2} = 0.$$

Somit resultieren folgende Gleichungen:

$$U_{M1} = A \cdot U_{e1} + B$$

$$U_{M2} = A \cdot U_{e2} + B = 0.$$

Wenn man für die Eliminierung der Spannung U_G die Beziehung

$$\lambda = D_1 + D_2 \cdot U_G$$

heranzieht, so erhält man weiter

$$A = - \frac{D_2}{\Delta \lambda_G} \cdot U_{M1}$$

$$B = \frac{\lambda_{G2} - D_1}{\Delta \lambda_G} \cdot U_{M1}$$

mit $\Delta \lambda_G = \lambda_{G2} - \lambda_{G1}$.

Einsetzen in

$$\begin{aligned} U_M &= A \cdot U_e + B \\ &= A \cdot \frac{\lambda - D_1}{D_2} + B \end{aligned}$$

liefert die impulsfluvographische Arbeitsformel

$$\lambda_{G1} \lambda = \lambda_{G1} + \frac{\Delta \lambda_G}{U_{M1}} \cdot (U_{M1} - U_M)$$

$$\text{bzw. } \lambda_{G1} \lambda = \lambda_{G2} - \frac{\Delta \lambda_G}{U_{M1}} \cdot U_M.$$

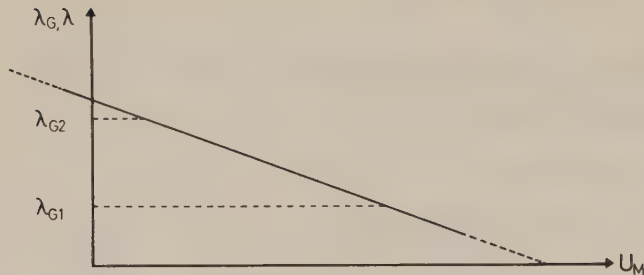


Abb. 8 Theoretische $\lambda - U_M$ -Beziehung.

Gestrichelt Kurventeile bedeuten irreale λ - Werte.

Am Impulsfluvographen ist die Möglichkeit gegeben, durch Ver-
stellung eines Widerstandes R_B (Brückenwiderstand, siehe 3.2)
die Impulsparameter I_H und T_P sowie λ zu verändern. Dadurch
kann es vorkommen, daß U_G von einer Größe ist, daß in der Eich-
situation $\lambda_G = \lambda_{G2}$ die Meßspannung U_M durch die Nullpunktsunter-
drückung nicht zu null gemacht werden kann. Man muß also mit
 $U_{M2} \neq 0$ rechnen. Mit $U_{M2} - U_{M1} = \Delta U_M$ erhält man in diesem
allgemeineren Fall als impulsfluvographische Arbeitsformel

$$\lambda_{G1}, \lambda = \lambda_{G1} + \left| \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta U_M} \right| \cdot (U_{M1} - U_M)$$

$$\text{bzw. } \lambda_{G1}, \lambda = \lambda_{G2} - \left| \frac{\Delta \lambda_G}{\Delta U_M} \right| \cdot (U_M - U_{M2}).$$

3. Impulsfluvographische Meßanordnung

Der Impulsfluvograph ist gemeinschaftlich entwickelt worden von physiologischem Institut und dem zentralen Entwicklungslabor für Elektronik der Philipps-Universität Marburg. Die impulsfluvographische Meßanordnung erlaubt sowohl eine Frequenz (ν)- als auch Spannungsmessung (U_M). Je nach Meßproblem versorgt bei Spannungsmessung der Impulsfluvograph entweder ein digitales Voltmeter oder einen Kompensations - schreiber. Alle Meßmöglichkeiten können natürlich auch simultan genutzt werden. Frequenz und Ausgangsspannung erscheinen als Funktion der Wärmeleitzahl λ_G bzw. der Wärmetransport - zahl λ . Daneben besteht noch die Möglichkeit, die Heizimpulsfolge unmittelbar am Oszillographen zu verfolgen. Abbildung 9 zeigt in einer schematischen Darstellung alle impulsfluvo - graphischen Meßmöglichkeiten.

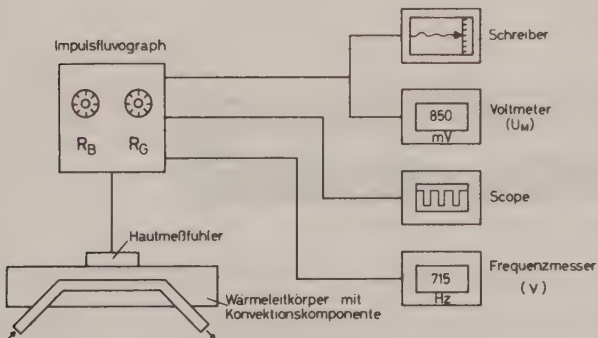


Abb. 9 Impulsfluvographische Meßanordnung (schematisch).

3.1 Das Wärmeleitelement

Das für impulsfluvographische Durchblutungsmessungen auf der Haut geeignete Wärmeleitelement ist von den in der Fluvographie gebräuchlichen Typen in Form und Aufbau nicht verschieden. Lediglich die Messung der Temperaturdifferenz wird nach einem anderen Verfahren durchgeführt.

Der Standardtyp P1 wird am häufigsten eingesetzt (Golenhofen, Hensei u. Hildebrandt 1963). Eine aus Plexiglas gebildete Scheibe der Höhe 2,6 mm und dem Durchmesser 13 mm besitzt in der kreisförmigen Kontaktfläche zwei symmetrisch verteilte, runde Platten aus Feingold. Ihr Durchmesser beträgt 4 mm bei einem Mittelpunktabstand von 6 mm. Für wasserdichten Abschluß der Goldplatten in der Kontaktfläche aus Plexiglas ist Sorge getragen. Die Heizwicklungen bestehen aus lackisoliertem Konstantandraht von 0,03 mm Stärke. Sie sind in die zirkuläre Nut N der Goldplatten (siehe Abb. 1a) eingewickelt und mit Araldit vergossen. Die Länge des Heizdrahtes ist so bemessen, daß sich in jeder

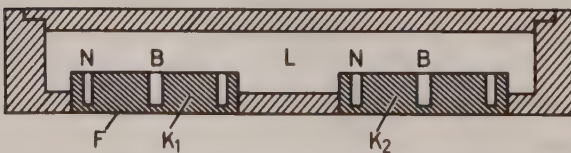


Abb. 1a Zweiplattenelement vom Typ P1, Querschnittsdarstellung ohne Drahtverlauf.

K₁, K₂ Goldplatten, B Bohrung, N Kreisnut, L Luftraum
F Kontaktfläche.

Kreisnut ein Widerstand von ca. 70Ω befindet. Die Heizwiderstände R_H werden alternativ eingesetzt. Das bringt den Vorteil, daß einmal an verschiedenen Hautstellen, nämlich in der unmittelbaren Nachbarschaft des jeweils geheizten Goldkörpers, die Hautdurchblutung gemessen werden kann. Zum anderen bedeutet der Drahtbruch einer Heizwicklung noch nicht Totalschaden des Wärmeleitelementes.

In die beiden zentral gelegenen Bohrungen E von je 0,3 mm Durchmesser wird nun nicht, wie bei den in der Fluvographie eingesetzten Wärmeleitelementen, ein oder mehrere Lötstellen einer Thermobatterie, sondern je ein Thermistor eingegossen. Thermistoren sind temperaturabhängige Widerstände mit negativem Temperaturkoeffizienten von hohem Betrag (negative Temperature coefficient = NTC). Die Temperaturabhängigkeit des aus Halbleitermaterial bestehenden Thermistorenwiderstandes R_{TH} ist in der folgenden Form darstellbar,

$$R_{TH}(T) = A \cdot e^{\frac{B}{T}}$$

A = von der Form des NTC-Widerstandes abhängige Konstante

B = von Form und Material abhängige Konstante

T = Absoluttemperatur in K (Kelvin).

Die benutzten NTC-Widerstände sind Zwergthermistoren von Perlform mit einem Durchmesser von 0,25 mm. B ist 2700 K und der Basiswiderstand bei 293 K beträgt $R_{TH}(293\text{ K}) = 2000\Omega$, woraus die Konstante A berechnet werden kann.

Aus der obigen Formel für den Thermistorwiderstand ergibt sich für den Temperaturkoeffizienten

$$\alpha = \frac{1}{R_{TH}} \cdot \frac{d R_{TH}}{dT} = - \frac{B}{T^2} .$$

Man erkennt, daß die Thermistorkennlinie (R_{TH}, T) nicht linear ist. Nur wenn, was im allgemeinen der Fall ist, enge Temperaturbereiche bei der Messung durchlaufen werden, kann in Näherung mit einem linearen Verlauf gerechnet werden. Bei einer mittleren Arbeitstemperatur von $T = 300 \text{ K}$ erhält man z.B.

$$\alpha = - 3 \cdot 10^{-2} \cdot \text{K}^{-1} .$$

Bei der Messung der am Ort des Thermistors herrschenden Umgebungstemperatur ist darauf zu achten, daß die Höhe des NTC-Widerstandes nur durch Einstellung des thermischen Gleichgewichtes mit der Umgebungstemperatur bestimmt wird. Eine unzulässige Eigen Erwärmung des Thermistors durch elektrischen Stromfluß muß ausgeschlossen sein.

3.2 Die Meßbrücke

Im Gegensatz zum Thermoelement als einem spannungsaktiven Temperaturfühler ist der Thermistor als ein passiver Fühler zu bezeichnen. Man muß ihn daher in eine Wheatstone - Brücke schalten, deren Ausgangsspannung eine Aussage über die Umgebungstemperatur am Ort des oder der Thermistoren darstellt. Will man Temperaturdifferenzen am Brückenausgang registrieren, so muß man nämlich zwei Thermistoren einsetzen, wie in Abb. 11 dargestellt ist.

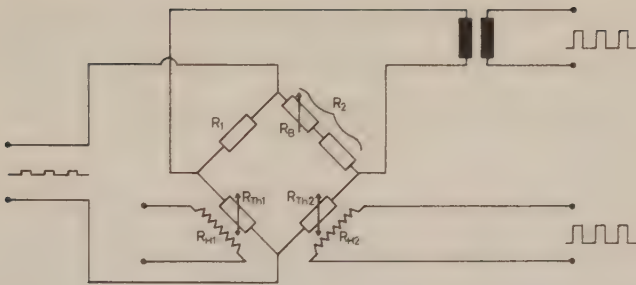


Abb. 11 Wheatstone-Brücke mit zwei Thermistoren im Impulsfluvographen.

Unabhängig von der Speisespannung für die Brücke ist diese im Gleichgewicht, was bedeutet Ausgangsspannung $U_a = 0$, wenn für die vier Widerstände die folgende Proportionalität gültig ist,

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_{TH1}}{R_{TH2}}$$

Hieraus erhält man mit $E = 2700 \text{ K}$, $T_1 \approx T_2 \approx 300 \text{ K}$ und $\Delta T = T_2 - T_1$

$$\frac{R_1}{R_2} = e^{-\alpha \cdot \Delta T}$$

wegen $\alpha = -3 \cdot 10^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ und $\Delta T \approx 2 \text{ K}$ kann man hierfür auch schreiben

$$\frac{R_1}{R_2} = 1 - \alpha \cdot \Delta T = 1 + 3 \cdot 10^{-2} \cdot \Delta T.$$

wie in Abb. 11 angegebene Heizimpulsfolge ist von so hoher Frequenz, daß, konstantbleibende Bedingungen für den Wärmetransport vorausgesetzt, wegen der Wärmeträgheit eine zeitkonstante Temperaturdifferenz

$$\dot{\nu} = T_2 - T_1 > 0$$

resultiert. Bei konstantem $\dot{\nu}$ -Wert kann mit Hilfe des variablen Teilwiderstandes R_B von R_2 (siehe Abb. 11) das Brückengleichgewicht $U_a = 0$ mit

$$\frac{R_1}{R_2} = 1 - \alpha \cdot \dot{\nu}$$

oder ein bestimmtes Ungleichgewicht mit $U_a \neq 0$ eingestellt werden.

Eine $\dot{\nu}$ -Änderung wird nun bei festem Wert von R_1 und R_2 eine Variation der Ausgangsspannung U_a bedingen. Bei beliebigem Wert für die Speisespannung U_0 der Brücke gilt für die Ausgangsspannung

$$U_a = U_0 = \frac{R_1 \cdot R_{M2} - R_2 \cdot R_{M1}}{(R_1 + R_2) (R_{M1} + R_{M2})}$$

$$\text{mit } \dot{\nu} = T_2 - T_1$$

$$\text{und } \alpha = -\frac{E}{T^2}, \text{ wobei } T_1 \approx T_2 \approx T \approx 300 \text{ K}$$

ergibt sich hieraus

$$U_a = U_0 \frac{R_1 - R_2 \cdot e^{-\alpha \cdot \dot{\nu}}}{(R_1 + R_2) (1 + e^{-\alpha \cdot \dot{\nu}})}$$

Es ist $\alpha = - 3 \cdot 10^{-2} \cdot K^{-1}$, $\dot{\gamma} \approx 2 K$

also $\alpha \cdot \dot{\gamma} \ll 1$, woraus folgt

$$U_a = U_c \frac{R_1 - R_2}{2(R_1 + R_2)} + U_c \frac{R_2}{2(R_1 + R_2)} \cdot \alpha \cdot \dot{\gamma}$$

Die letzte Formel ist mit Berücksichtigung der Ungleichung $\alpha \cdot \dot{\gamma} \ll 2$ gewonnen worden. Da $R_2 = R_2(R_B)$ ist, erkennt man die Möglichkeit, mit Hilfe von R_B ein bestimmtes Ungleichgewicht einstellen zu können.

Die Brücke wird, wie Abb. 11 zeigt, mit einer Spannung ge gespeist, die das gleiche Frequenzmuster wie die Heizstromstärke besitzt. Infolgedessen liegt auch am Brückenausgang, sofern man ein Ungleichgewicht eingestellt hat, eine Spannung mit gleichem Frequenzverlauf vor. Die Impulsamplitude der Ausgangsspannung U_a besitzt bei $\dot{\gamma} = \text{const.}$ einen bestimmten Wert. Ändert sich nun aus irgendeinem Grunde die Größe $\dot{\gamma}$, z.B. in - folge einer schwankenden Durchblutung, so steuert die veränderte Ausgangsspannung der Brücke den Heizimpulsgenerator in der Weise, daß durch Vergrößerung oder Verkleinerung der Heizimpulsbreite bei konstantbleibender Heizimpulsamplitude die Temperaturdifferenz $\dot{\gamma}$ auf den ursprünglichen Wert zurückgebracht wird. Die Einstellung der neuen Impulsbreite geschieht, wenn man mit dem fluorographischen Verfahren vergleicht, wo bei Durchblutungsänderung die Temperaturdifferenz $\dot{\gamma}$ verstellt wird, relativ schnell. Mit $\dot{\gamma}$ kehrt auch die Amplitude der Brückenausgangsspannung auf den alten Wert zurück. Beide Größen können demnach im regeltechnischen Sinne als Regelgrößen bezeichnet werden.

Eine Sollwertverstellung kann mit dem Widerstand R_B durchge-
führt werden. Es zeigt sich aber, daß hierbei nur ein kleiner
Bereich des Widerstandes von R_B ausgenutzt werden kann. Außer-
halb davon werden nämlich die impulsfluvographischen Grundvor-
aussetzungen

$$T_p = \text{const.} \quad \text{und} \quad \dot{Q}_{He} = \text{const.}$$

durch die elektronische Schaltung nicht mehr erfüllt. Im Wär-
meleitelement sind die Zuleitungen der Thermistoren sowie der
beiden Heizwiderstände (Alternativeinsatz) auf zwei Messer -
stecker geführt. Hierbei treten die Kombinationen R_{Th1} , R_{H1}
und R_{Th2} , R_{H2} auf. Die besondere Art der Schaltung sowie der
Alternativeinsatz der Heizwiderstände erlaubt eine Mittelteil-
terbildung (siehe Abb. 12).

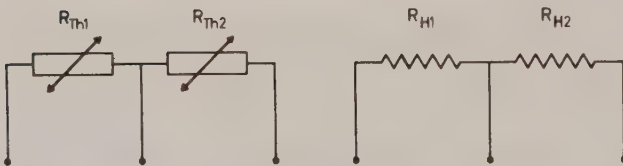


Abb. 12 Zusammenschaltung der Thermistoren und Heizwider-
stände im Wärmeleitelement.

Durch Umtausch der beiden Messerstecker in den entsprechenden Buchsen am Impulsfluvographen ist man in der Lage, die alternative Heizung im Wärmeleitelement einzuschalten. Im Brückenschaltbild (Abb. 11) werden durch diesen Umtausch die Schaltelemente R_{TH1} , R_{H1} durch R_{TH2} , R_{H2} ersetzt und umgekehrt.

4. Messungen mit dem Impulsfluvographen

Für die nachfolgend beschriebenen Messungen stehen zwei Impulsfluvographen zur Verfügung, die mit Gerät 1 und Gerät 2 bezeichnet sind. Als Hautmeßfühler kommen zwei Wärmeleitelemente vom Typ P1 zum Einsatz, ihre Kennzeichnungen sind Imp A1 und Imp A2.

4.1 Frequenz- und Spannungsregistrierungen bei Wärmeleitmessungen

Wärmeleitmessungen werden an sechs Körpern aus Glas und Kunststoff durchgeführt, die als kreisförmige Scheiben ausgebildet sind. Ihre Wärmeleitzahlen erstrecken sich über einen extrem weiten Bereich.

Wärmeleitkörper	Wärmeleitzahl $10^{-4} \text{ cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$	Höhe cm	Durchmesser cm
Trolitul	$\lambda_1 = 3,94$	1	8
Plexiglas	$\lambda_2 = 4,67$	1	8
Aeternamid	$\lambda_3 = 7,36$	1	8
Pertinax	$\lambda_4 = 9,26$	1	8
Glas SF 10	$\lambda_5 = 17,90$	1	8
Glas BK 7	$\lambda_6 = 25,90$	2	8

* Hier steht noch die alte Temperatureinheit $^\circ\text{C}$. Die neue Temperatureinheit lautet K (Kelvin)

Da in diesem Kapitel nur Wärmeleitmessungen behandelt werden, kann der Übersichtlichkeit halber auf den Index G verzichtet werden.

Damit ein optimaler thermischer Kontakt zwischen Hautmeßfühler und Wärmeleitkörper zustande kommt, wurde zunächst ein zylindrischer Metallkörper von 4 cm Höhe und 4 cm Durchmesser (Masse 390 g) als Beschwerer verwendet. Zusätzlich dienten 0,03 ml einer 50 % -Glycerin- Wassermischung als kontaktfördernde Zwischenlage. Diese Dosierung war bei dem gegebenen Auflagedruck mit der Forderung gekoppelt, daß eine ausreichende Zwischenschicht zustande kam, ohne daß ein meßstörender Flüssigkeitswulst auftrat. Leider war unter diesen Bedingungen die Reproduzierbarkeit λ der Meßergebnisse wenig zufriedenstellend. Durchschnittliche Abweichungen von 6 Hz und 15 mV wurden bei den λ - η - bzw. λ - U_M - Messungen beobachtet. Maximale Abweichungen von 10 Hz und 30 mV kamen vor. Erst der Einsatz eines größeren Beschwerers mit 6 cm Durchmesser und 3 cm Höhe (Masse 655 g) brachte eine wesentliche Verbesserung. Entscheidend war dabei jedoch, daß durch eine zentrale Kreiskontaktnut am Beschwerer, in die der Hautmeßfühler gerade hineinpaßte, kontaktverändernde Kippmomente ausgeschlossen wurden. auf Beigabe der Glycerin- Wassermischung konnte nun verzichtet werden, da damit keine günstigeren Ergebnisse erzielt wurden. Die durchschnittlichen Abweichungen der Meßwerte betrugen nun 1,5 Hz und 3 mV.

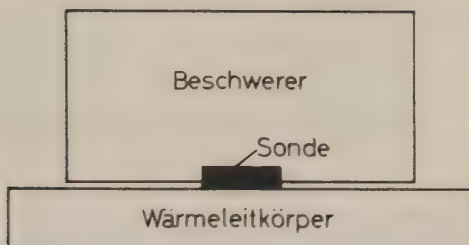


Abb. 13 Beschwerer für Wärmeleitmessungen mit Hautmeßfühler und Wärmeleitkörper.

4.1.1 $\lambda - \gamma$ - Messung

Die $\lambda - \gamma$ - Messung wurde bei 6 verschiedenen Brückeneinstellungen vorgenommen. Die verschiedenen Einstellungen erfolgen durch Veränderung des Brückenwiderstandes R_B (0 - 1000 Skt.). Die Brückeneinstellung bestimmt bekanntlich die Höhe der Heizimpulsamplitude I_{H0} , die der Heizimpulspausendauer T_P und damit auch den Wert der konstantzuhaltenden Temperaturdifferenz ΔT . Zu prüfen war, wie es mit der Konstanz dieser Werte im λ - Bereich von $3,94 \cdot 10^{-4}$ bis $25,90 \cdot 10^{-4} \text{ cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ bestellt ist. Die Konstanz zeigt sich daran, wie gut die theoretische

Formel

$$\lambda = \lambda_1 + \left| \frac{d\lambda}{dv} \right| \cdot (v_1 - v)$$

bzw.
$$\lambda = \lambda_6 - \left| \frac{d\lambda}{dv} \right| \cdot (v - v_6)$$

in der Linearität mit der experimentell ermittelten übereinstimmt.

Die eingestellten R_B -Werte sind: 600, 700, 750, 800, 850, 900 Skaltenteile. Jede $\lambda - v$ -Zuordnung wurde zwei mal gemessen. Die Reihenfolge der Messungen war:

$$\lambda_6 \rightarrow (\lambda_1 \rightarrow \lambda_5) \rightarrow \lambda_6 \rightarrow (\lambda_5 \rightarrow \lambda_1) \rightarrow \lambda_6 .$$

Auf dem λ_6 -Körper wurde somit drei mal die Heizimpulsfrequenz gemessen.

Nachstehend sind die Meßwerte tabellarisch als auch graphisch dargestellt. Bei der graphischen Darstellung sind die Mittelwerte der Frequenzen als Meßwerte eingesetzt.

GERÄT 1, IMP A1

$R_B = 600 \text{ Skt}$

λ_1	516	516
λ_2	492	492
λ_3	425	425
λ_4	399	399
λ_5	328	329
λ_6	326	326

$R_B = 700 \text{ Skt}$

	625	627
	604	606
	546	548
	514	516
	405	405
	360	363

$R_B = 750 \text{ Skt}$

	688	692
	673	673
	619	620
	592	594
	482	482
	421	423

$R_B = 800 \text{ Skt}$

λ_1	763	763
λ_2	749	750
λ_3	706	708
λ_4	687	688
λ_5	593	593
λ_6	529	530

$R_B = 850 \text{ Skt}$

	837	836
	828	828
	802	804
	794	795
	737	738
	691	690

$R_B = 900 \text{ Skt}$

	880	881
	879	880
	879	880
	879	879
	875	875
	867	868

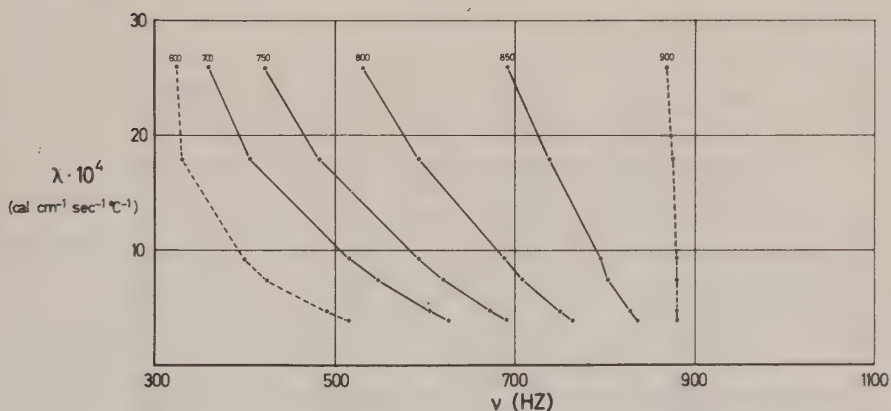


Abb. 14 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Heizimpulsfrequenz ν bei den verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000$ Skalenteile).

GERÄT 1, IMP A2

$R_B = 600 \text{ Skt}$

λ_1	807	506
λ_2	481	481
λ_3	413	413
λ_4	387	386
λ_5	325	325
λ_6	328	328

$R_B = 700 \text{ Skt}$

611	610	
588	588	
523	523	
496	494	
394	392	
355	354	354

$R_B = 750 \text{ Skt}$

670	670	
651	650	
593	593	
564	564	
457	457	
403	402	403

$R_B = 800 \text{ Skt}$

λ_1	732	732
λ_2	716	716
λ_3	670	669
λ_4	647	647
λ_5	548	549
λ_6	484	485

$R_B = 850 \text{ Skt}$

806	805	
794	794	
763	763	
746	747	
670	669	
616	615	616

$R_B = 900 \text{ Skt}$

	869	868
	864	864
	852	851
	848	848
	820	820
798	796	796

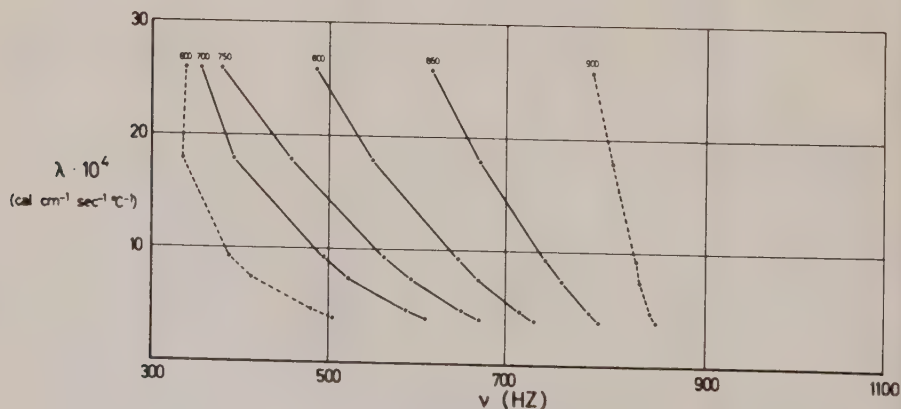


Abb. 15 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Heizimpulsfrequenz ν bei den verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$)

GERÄT 2, IMP A1

$R_B = 600 \text{ Skt}$

λ_1	544	544
λ_2	519	517
λ_3	439	439
λ_4	405	404
λ_5	334	335
λ_6	342	342
λ_7	342	343

$R_B = 700 \text{ Skt}$

	679	681
	652	654
	581	582
	546	548
	413	412
	355	356
	356	356

$R_B = 750 \text{ Skt}$

	763	764
	741	742
	678	679
	647	646
	515	514
	438	438
	437	437

$R_B = 800 \text{ Skt}$

λ_1	859	857
λ_2	843	843
λ_3	797	798
λ_4	771	771
λ_5	668	668
λ_6	581	581
λ_7	581	591

$R_B = 850 \text{ Skt}$

	953	952
	949	947
	928	928
	916	917
	867	864
	811	810
	811	811

$R_B = 900 \text{ Skt}$

	977	978
	976	977
	976	976
	976	976
	975	973
	972	973
	972	972

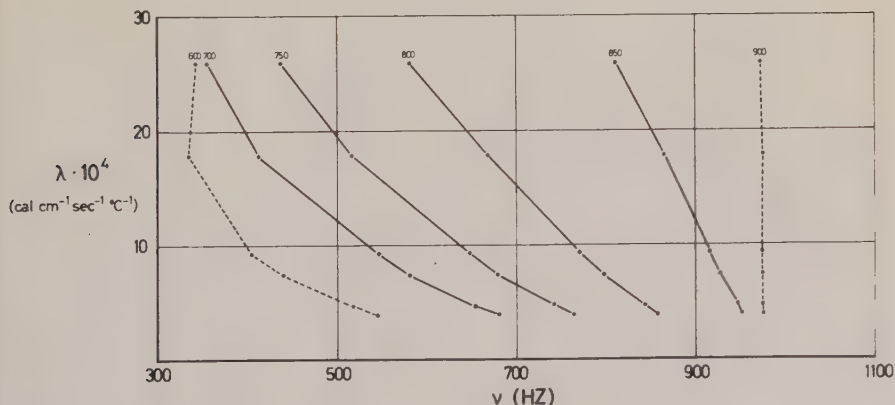


Abb. 16 Beziehung zwischen Wärmeleitfähigkeit λ und Heizimpulsfrequenz ν bei den verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$).

GERÄT 2, IMP A2

$R_B = 600 \text{ Skt}$

λ_1	528	528
λ_2	495	497
λ_3	415	416
λ_4	383	384
λ_5	334	335
λ_6	341	340 342

$R_B = 700 \text{ Skt}$

	654	657
	627	629
	551	553
	515	517
	391	394
	343	342 343

$R_B = 750 \text{ Skt}$

	739	739
	714	715
	646	646
	612	614
	480	481
	409	409 409

$R_B = 800 \text{ Skt}$

λ_1	830	828
λ_2	811	809
λ_3	754	754
λ_4	727	727
λ_5	610	608
λ_6	528	528 528

$R_B = 850 \text{ Skt}$

	922	921
	912	910
	877	878
	860	858
	765	768
	707	707 708

$R_B = 900 \text{ Skt}$

	992	994
	990	992
	984	986
	980	983
	962	963
	950	952 953

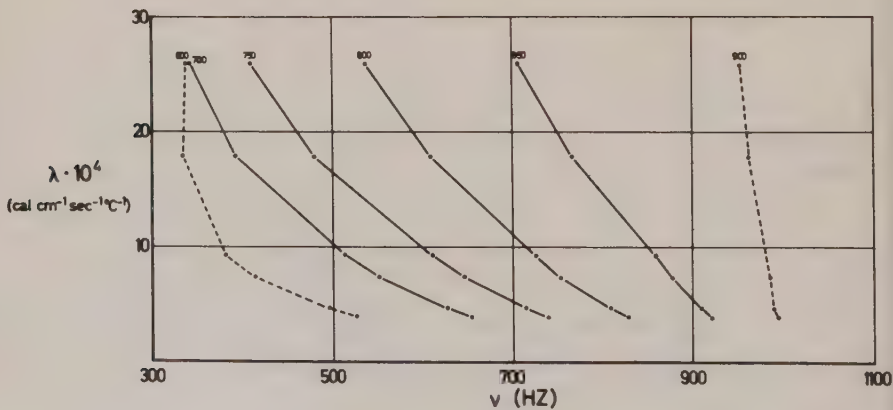


Abb. 17 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Heizimpulsfrequenz ν bei den verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$).

Die experimentellen Meßkurven zeigen, daß keineswegs bei allen R_B -Einstellungen über den gesamten λ -Bereich mit der Gültigkeit der impulsfluvographischen Grundvoraussetzungen

$$T_p = \text{const.} \quad \text{und} \quad \dot{J}_{H_0} = \text{const.}$$

gerechnet werden kann. Das zeigt sich an der Nichtlinearität der jeweiligen $\lambda - \dot{V}$ - Kurven.

Der physiologisch interessante Bereich der Wärmetransport - zahl λ erstreckt sich von ca. $10 \cdot 10^{-4}$ bis $20 \cdot 10^{-4} \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$. Es ist daher sinnvoll, aus der Schar der 6 Meß - kurven diejenige für die Meßpraxis auszuwählen, die sich durch folgende Eigenschaften auszeichnet:

- a) annähernd durchgehende Linearität
- b) größte Empfindlichkeit

$$E_V = \left| \frac{\frac{d\dot{V}}{d\lambda}}{\lambda} \right|$$

im angegebenen λ - Bereich.

Bei den einzelnen Geräte- Hautmeßfühler- Kombinationen werden die folgenden Werte gefunden:

- Gerät 1, Imp A1: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_V = 12,8 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}$
- Gerät 1, Imp A2: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_V = 12,3 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}$
- Gerät 2, Imp A1: $R_B = 700 \text{ Skt}$, $E_V = 15,6 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}$
- Gerät 2, Imp A2: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_V = 15,4 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}$.

4.1.2 $\lambda - U_M$ - Messung

Es wurden die gleichen R_B -Einstellungen wie λ bei der $\lambda - \gamma$ - Messung gewählt. Die Meßfolge

$$\lambda_6 \rightarrow (\lambda_1 \rightarrow \lambda_5) \rightarrow \lambda_6 \rightarrow (\lambda_5 \rightarrow \lambda_1) \rightarrow \lambda_6$$

wird so durchgeführt, daß bei der ersten $\lambda_6 - U_M$ -Bestimmung mit Hilfe der Gegenspannung U_G (R_G) die Meßspannung U_M zum Verschwinden gebracht wird. Der R_G -Wert wird notiert. Die theoretische Formel, durch welche die $\lambda - U_M$ - Beziehung ausgedrückt wird, lautet in diesem Falle

$$\lambda = \lambda_1 + \frac{\Delta \lambda}{U_M(\lambda_1)} \cdot (U_M(\lambda_1) - U_M)$$

$$\text{bzw.} \quad \lambda = \lambda_6 - \frac{\Delta \lambda}{U_M(\lambda_1)} \cdot U_M$$

mit $\Delta \lambda = \lambda_6 - \lambda_1$

Für alle Brückensituationen R_B ist die Einstellung

$$U_M(\lambda_6) = 0$$

nicht möglich. In diesen Fällen wählt man durch Änderung der Gegenspannung U_G (R_G) für $U_M(\lambda_6)$ einen beliebigen Wert. Dann hat die theoretische $\lambda - U_M$ - Formel die folgende Gestalt

$$\lambda = \lambda_1 + \left| \frac{\Delta \lambda}{\Delta U_M} \right| \cdot (U_M(\lambda_1) - U_M)$$

bzw.
$$\lambda = \lambda_6 - \left| \frac{\Delta \lambda}{\Delta U_M} \right| \cdot (U_M - U_M(\lambda_6))$$

mit $\Delta \lambda = \lambda_6 - \lambda_1$ und $\Delta U_M = U_M(\lambda_6) - U_M(\lambda_1)$.

Die ermittelten Werte sind wieder bei den einzelnen Geräte-Hautmeßfühler-Kombinationen tabellarisch und graphisch dargestellt. Bei der graphischen Darstellung sind Mittelwerte von U_M als Meßpunkte eingesetzt.

GERÄT 1, IMP A1

$R_B = 600 \text{ Skt}$

$R_G = 723 \text{ Skt}$

λ_1	706	708
λ_2	615	610
λ_3	364	361
λ_4	263	263
λ_5	9	11
λ_6	-2	1

$R_B = 700 \text{ Skt}$

$R_G = 633 \text{ Skt}$

	988	987
	905	912
	688	690
	566	572
	153	152
	0	-1
		3

$R_B = 750 \text{ Skt}$

$R_G = 489 \text{ Skt}$

	1000	1010
	940	936
	739	735
	639	637
	224	221
	0	4
		1

$R_B = 800 \text{ Skt}$

$R_G = 235 \text{ Skt}$

λ_1	872	871
λ_2	815	817
λ_3	656	660
λ_4	582	585
λ_5	235	233
λ_6	2	0

$R_B = 850 \text{ Skt}$

$R_G = 1076 \text{ Skt}$

	758	757
	723	725
	625	629
	594	596
	375	376
	200	196
		196

$R_B = 900 \text{ Skt}$

$R_G = 1082 \text{ Skt}$

	1000	1010
	990	991
	968	967
	962	961
	924	922
	900	896
		896

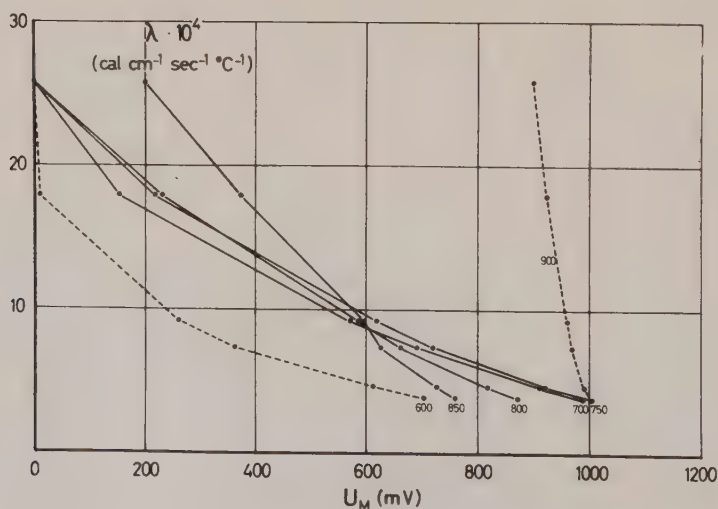


Abb. 18 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Meßspannung U_M bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$).

GERÄT 1, IMP A2

$R_B = 600 \text{ Skt}$

$R_G = 719 \text{ Skt}$

λ_1	661	657
λ_2	586	546
λ_3	312	309
λ_4	215	211
λ_5	-10	-9
λ_6	0	1

$R_B = 700 \text{ Skt}$

$R_G = 657 \text{ Skt}$

	954	953
	869	871
	626	628
	525	519
	144	138
	0	-2
		1

$R_B = 750 \text{ Skt}$

$R_G = 541 \text{ Skt}$

	995	996
	925	924
	713	713
	608	604
	209	204
	0	2
		6

$R_B = 800 \text{ Skt}$

$R_G = 333 \text{ Skt}$

λ_1	925	924
λ_2	863	863
λ_3	690	687
λ_4	604	602
λ_5	236	237
λ_6	0	-3
		-3

$R_B = 850 \text{ Skt}$

$R_G = 28 \text{ Skt}$

	715	713
	673	671
	553	550
	489	488
	200	197
	0	-4
		-5

$R_B = 900 \text{ Skt}$

$R_G = 1072 \text{ Skt}$

	890	888
	867	865
	819	812
	800	797
	687	690
	600	596
		595

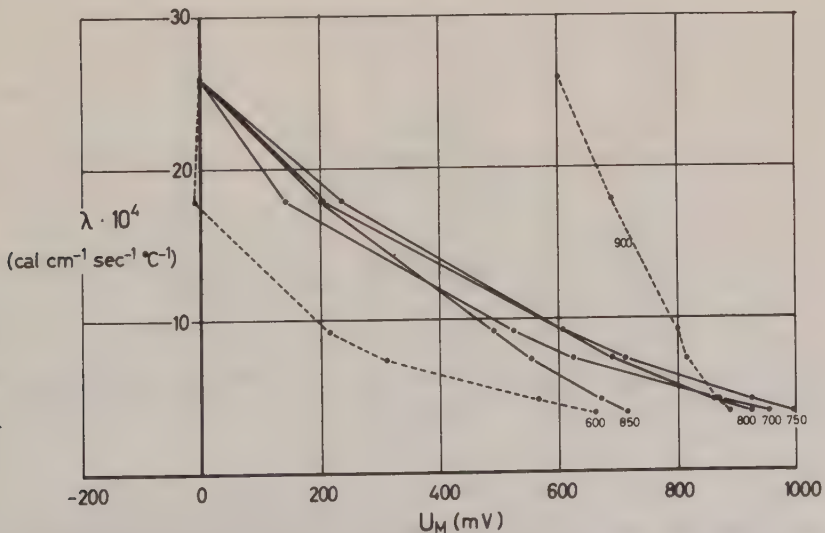


Abb. 19 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Meßspannung U_M bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B

GERÄT 2, IMP A1

$R_B = 600 \text{ Skt}$

$R_G = 955 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 296 \quad 294$

$\lambda_2 = 190 \quad 185$

$\lambda_3 = -145 \quad -149$

$\lambda_4 = -313 \quad -312$

$\lambda_5 = -636 \quad -634$

$\lambda_6 = -600 \quad -600 \quad -602$

$R_B = 800 \text{ Skt}$

$R_G = 622 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 800 \quad 800$

$\lambda_2 = 762 \quad 767$

$\lambda_3 = 651 \quad 656$

$\lambda_4 = 587 \quad 590$

$\lambda_5 = 297 \quad 296$

$\lambda_6 = 0 \quad 5 \quad 8$

$R_B = 700 \text{ Skt}$

$R_G = 960 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 789 \quad 791$

$\lambda_2 = 713 \quad 710$

$\lambda_3 = 468 \quad 469$

$\lambda_4 = 335 \quad 338$

$\lambda_5 = -233 \quad -237$

$\lambda_6 = -500 \quad -498 \quad -504$

$R_B = 850 \text{ Skt}$

$R_G = 178 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 313 \quad 312$

$\lambda_2 = 306 \quad 303$

$\lambda_3 = 265 \quad 266$

$\lambda_4 = 239 \quad 241$

$\lambda_5 = 135 \quad 127$

$\lambda_6 = 0 \quad 4 \quad 5$

$R_B = 750 \text{ Skt}$

$R_G = 985 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 1050 \quad 1050$

$\lambda_2 = 994 \quad 992$

$\lambda_3 = 815 \quad 811$

$\lambda_4 = 716 \quad 711$

$\lambda_5 = 234 \quad 230$

$\lambda_6 = -100 \quad -101 \quad -103$

$R_B = 900 \text{ Skt}$

$R_G = 50 \text{ Skt}$

$\lambda_1 = 227 \quad 229$

$\lambda_2 = 225 \quad 225$

$\lambda_3 = 220 \quad 219$

$\lambda_4 = 216 \quad 218$

$\lambda_5 = 206 \quad 207$

$\lambda_6 = 200 \quad 201 \quad 201$

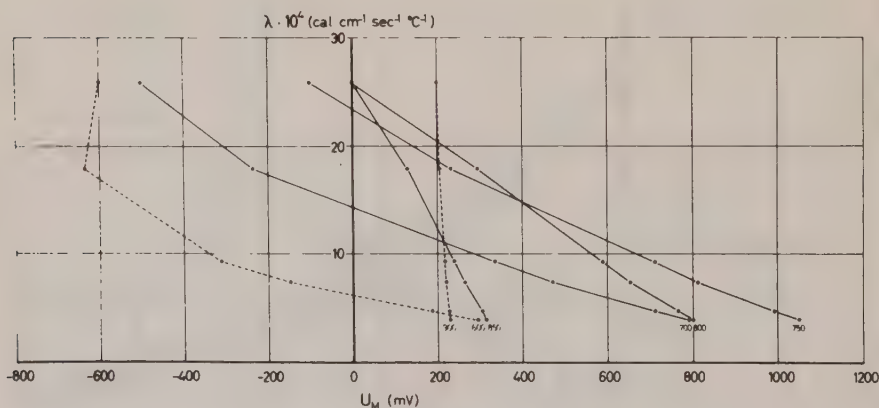


Abb. 20 Beziehung zwischen Wärmeleitfähigkeit λ und Meßspannung U_M bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$).

GERÄT 2, IMP A2

$R_B = 600 \text{ Skt}$

$R_G = 942 \text{ Skt}$

$R_B = 700 \text{ Skt}$

$R_G = 938 \text{ Skt}$

$R_B = 750 \text{ Skt}$

$R_G = 941 \text{ Skt}$

λ_1 220 217

λ_2 107 103

λ_3 -248 -254

λ_4 -402 -406

λ_5 -636 -637

λ_6 -600 -604 -605

687 683

601 599

331 330

200 197

-357 -355

-600 -604 -596

916 916

849 850

642 638

528 532

17 22

-300 -299 -297

$R_B = 800 \text{ Skt}$

$R_G = 797 \text{ Skt}$

$R_B = 850 \text{ Skt}$

$R_G = 382 \text{ Skt}$

$R_B = 900 \text{ Skt}$

$R_G = 48 \text{ Skt}$

λ_1 934 930

λ_2 887 884

λ_3 742 740

λ_4 668 666

λ_5 303 269

λ_6 0 -1 2

528 526

506 500

429 430

393 388

161 170

0 -1 4

194 195

190 190

176 174

167 167

130 130

100 102 104

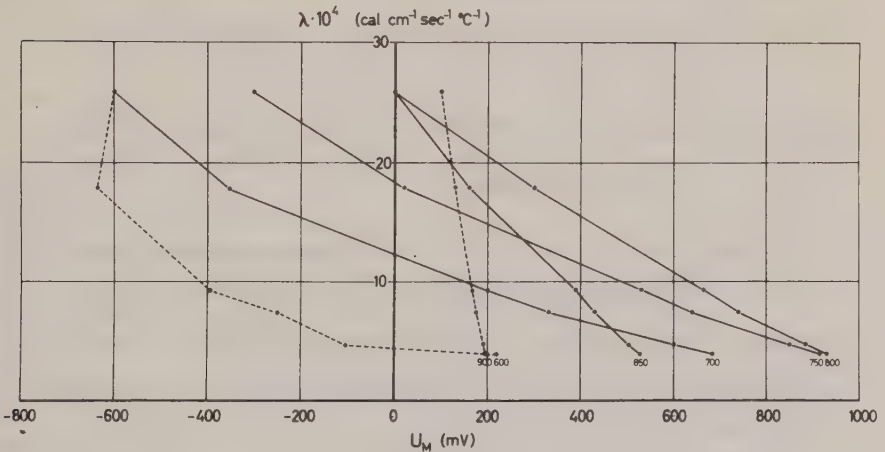


Abb. 21 Beziehung zwischen Wärmeleitzahl λ und Meßspannung U_M bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B ($R_B = 0 - 1000 \text{ Skt.}$).

Die optimalen R_B -Einstellungen bei den einzelnen Geräte- Meßfühler- Kombinationen müssen hier natürlich den gleichen Forderungen genügen, wie sie schon bei den λ - ν -Messungen angeführt wurden.

Als Empfindlichkeit wird die Größe

$$E_{UM} = \left| \frac{\Delta U_M}{\Delta \lambda} \right|$$

eingeführt.

Für die einzelnen Geräte-Hautmeßfühler-Kombinationen findet man:

Gerät 1, Imp A1: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 48,1 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$

Gerät 1, Imp A2: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 46,3 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$

Gerät 2, Imp A1: $R_B = 700 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 66,1 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$

Gerät 2, Imp A2: $R_B = 700 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 64,1 \cdot 10^4 \text{ cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$.

4.1.3 ν - U_M -Beziehung

Mit Hilfe der in 4.1.1 und 4.1.2 angegebenen Werte läßt sich die ν - U_M -Beziehung ermitteln. Linearität dieser Beziehung ist zu erwarten, wenn das RC- Glied, das mit einer Impulsspannung der Frequenz ν gespeist wird, richtig dimensioniert ist.

Bei der extremen R_B -Einstellung 900 Skt variieren bei einigen Geräte- Hautmeßkopf- Kombinationen die als Funktion der Wärmeleitzahl λ erscheinenden Heizimpulsfrequenzen ν so

wenig, daß als Folge unvermeidlicher Meßfehler die zu erwartende $\gamma - U_M$ -Beziehung nur in Näherung zu erkennen ist. In den Abbildungen 22 bis 25 sind die bei den einzelnen Geräte- Hautmeßfühler- Kombinationen gewonnenen $\gamma - U_M$ -Beziehungen dargestellt.

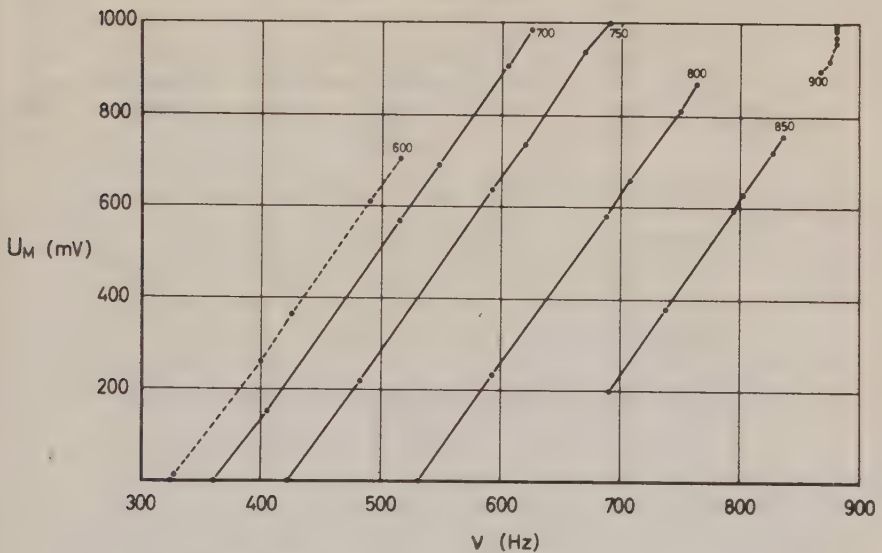


Abb. 22 $\gamma - U_M$ -Beziehung bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B , (Gerät 1, Imp A1).

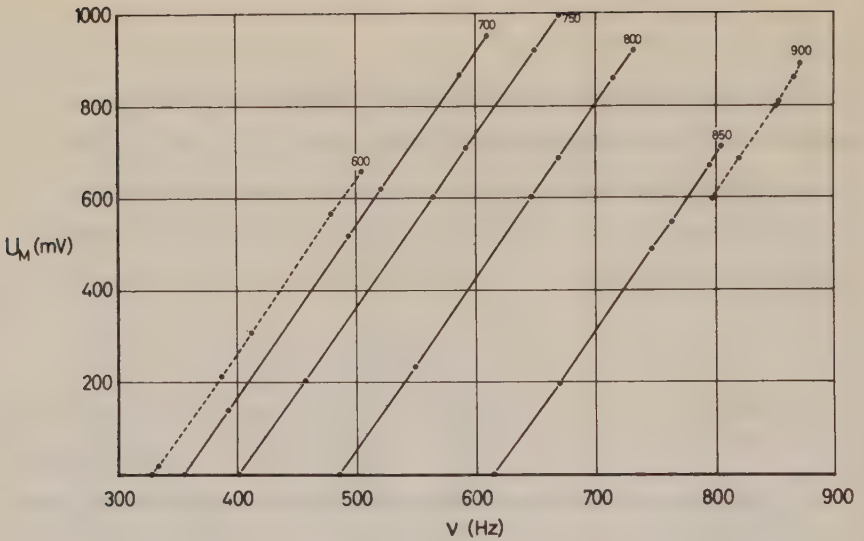


Abb. 23 $\nu - U_M$ -Beziehung bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B , (Gerät 1, Imp A2).

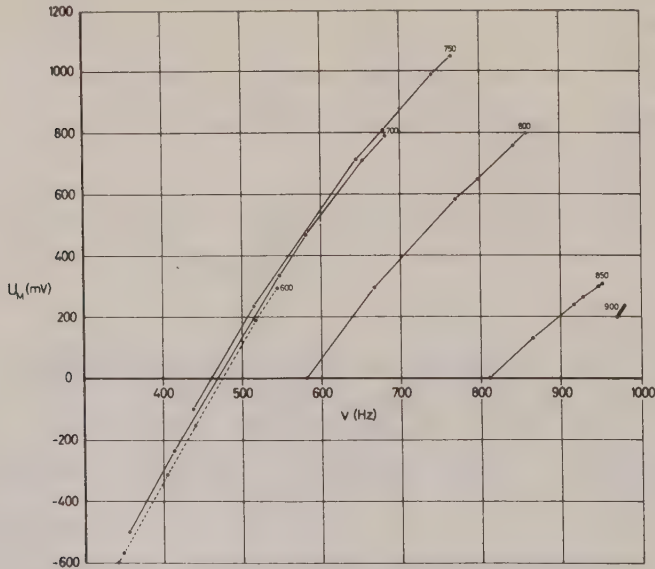


Abb. 24 $\nu - U_M$ -Beziehung bei verschiedenen Brückeneinstellungen R_B , (Gerät 2, Imp A1).

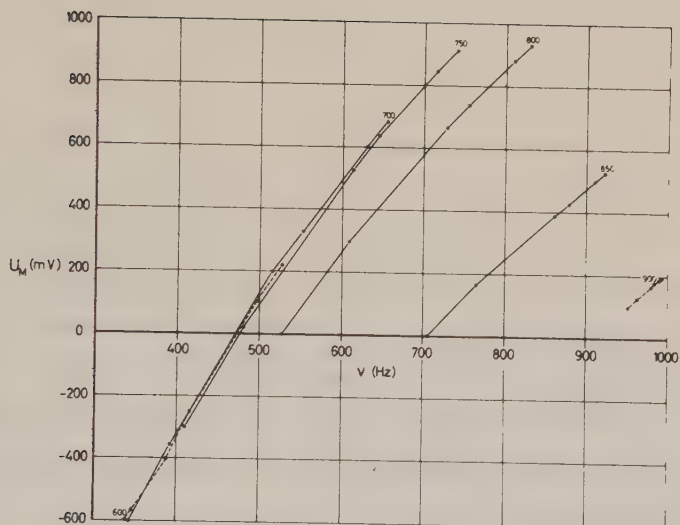


Abb. 25 $\gamma - U_M$ -Beziehung bei verschiedenen Erückeneinstellungen R_B , (Gerät 2, Imp A2).

4.2 Impulsfluvographische Messungen an einem Konvektionsmodell

Das Konvektionsmodell besteht aus einer elektrisch betriebenen Kolbenpumpe, die Wasser durch einen PVC-Schlauch mit dem lichten Durchmesser 0,7 mm befördert. An der Kolbenpumpe sind verschiedene Wasserstromstärken einstellbar. Der PVC-Schlauch liegt in einer oberflächlichen Nut eines Plexiglasquaders. Die schlauchaufnehmende Nut befindet sich ihrerseits in der Bodenfläche einer Kreisnut. Letztere dient zur Aufnahme des P1-Hautmeßkopfes, der so in die Kreisnut eingesetzt werden kann, daß entweder der geheizte -oder nach Drehung um 180°- der ungeheizte Sondenkörper dem PVC-Schlauch aufliegt. Zur Fixation der Meßsonde am Plexiglaskörper dient eine Schraubklemme. Abb. 26 zeigt in schematischer Darstellung die Meßanordnung des Konvektionsmodelles.

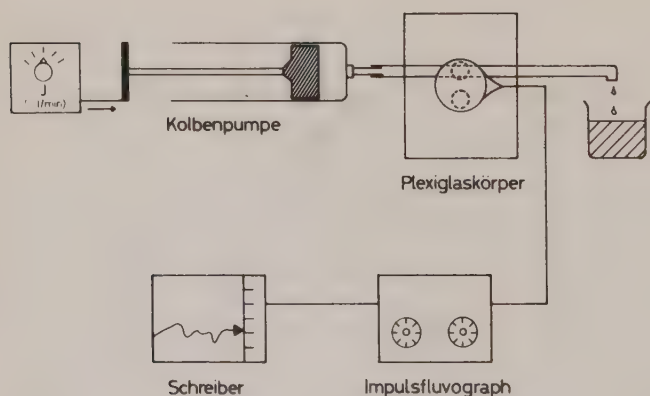


Abb. 26 Meßanordnung für Konvektionsmessungen mit der Kolbenpumpe.

Für alle folgenden Konvektionskurven gilt die nachstehende Festlegung: In Übereinstimmung mit dem fluvographischen Aufzeichnungsmodus wird der Schreiber für U_M so angeschlossen, daß bei $\Delta A > 0$ ein Zeigerausschlag nach links bzw. oben (s. Abb. 28, 29, 30 u. 31) erfolgt.

4.2.1 Bestimmung des geheizten Sondenkörpers

Die Bestimmung des geheizten Sondenkörpers des impulsfluvographischen Meßfühlers vom Typ P1 wird mit einem fluvographischen Meßkopf des gleichen Typs und einem Fluvographen durchgeführt. Beide Fühler werden mit ihren Kontaktflächen deckungsgleich aufeinandergelegt, so daß Sondenkörper A mit Sondenkörper B Kontakt hat (s. Abb. 27). Die impulsfluvographische Sonde wird geheizt, während die fluvographische zur Messung der Temperaturdifferenz dient. Bei der Bestimmung des geheizten Sondenkörpers ist darauf zu achten, daß eine normale Schaltung der beiden Messerstecker der impulsfluvographischen Sonde vorliegt, d.h. Mutterstecker links und Tochterstecker rechts am Impulsgenerator. Durch Umtausch der Stecker erfolgt alternative Heizung im Wärmeleitelement.

Bei Aufsicht auf die beiden Goldplatten des impulsfluvographischen Meßkopfes sei der linke Sondenkörper A, der rechte B.

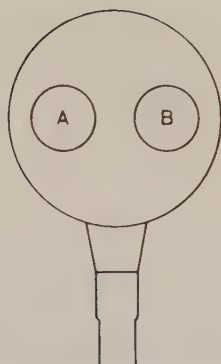


Abb. 27 Aufsicht auf die Meßfläche des Hautmeßfühlers vom Typ P1, Sondenkörper A und B.

Die fluvographische Messung ergibt, daß der Sondenkörper B bei Berücksichtigung der genannten Steckerschaltung der geheizte ist. Bei den einzelnen Meßfühlern und drei verschiedenen R_B -Einstellungen resultieren die folgenden Temperaturdifferenzen zwischen den Sondenkörpern des impulsfluvographischen Meßkopfes.

Meßfühler Imp A1, Gerät 1: $R_B = 650 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 3,15 \text{ } ^\circ\text{C}$
 $R_B = 700 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 2,52 \text{ } ^\circ\text{C}$
 $R_B = 750 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 1,85 \text{ } ^\circ\text{C}$

Meßfühler Imp A2, Gerät 1: $R_B = 650 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 3,40 \text{ } ^\circ\text{C}$
 $R_B = 700 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 2,75 \text{ } ^\circ\text{C}$
 $R_B = 750 \text{ Skt, } \dot{v}_0 = 2,10 \text{ } ^\circ\text{C}$

Die angegebenen Temperaturdifferenzen sind für den eigentlichen impulsfluvographischen Meßbetrieb irrelevant. Grund dafür ist die Tatsache, daß bei der Bestimmung des geheizten Sondenkörpers die Wärmeleitung im Außenraum des impulsfluvographischen Meßfühlers im wesentlichen über die metallenen Sondenkörper des fluvographischen Meßfühlers erfolgt. Diese ist so hoch, daß die impulsfluvographischen Grundvoraussetzungen nicht mehr als erfüllt angesehen werden können. Bei Wärmeleit- bzw. Wärmetransportzahlen im physiologischen Bereich sind daher Temperaturdifferenzen $\sim$ zu erwarten, welche die tabellarisch aufgeführten übertreffen.

4.2.2 Konvektion bei verschiedenen Wasserstromstärken

In Abb. 28 sind vier Konvektionskurven dargestellt, die mit der Geräte-Hautmeßfühler-Kombination Gerät 1, Imp A1 gewonnen wurden. Der geheizte Sondenkörper B liegt über dem wasserdurchflossenen Schlauch. Folgende Werte wurden eingestellt:

Brückeneinstellung R_B	= 750 Skt
Schreiberempfindlichkeit e_j	= 500 mV/Papierbreite (=100 Skt)
Papiergeschwindigkeit	= 40 mm/min
Wasserstromstärken J	= 0,75 ml/h
	= 1,0 ml/h
	= 2,0 ml/h
	= 5,0 ml/h
Wassertemperatur T_{H_2O}	= 18 °C .

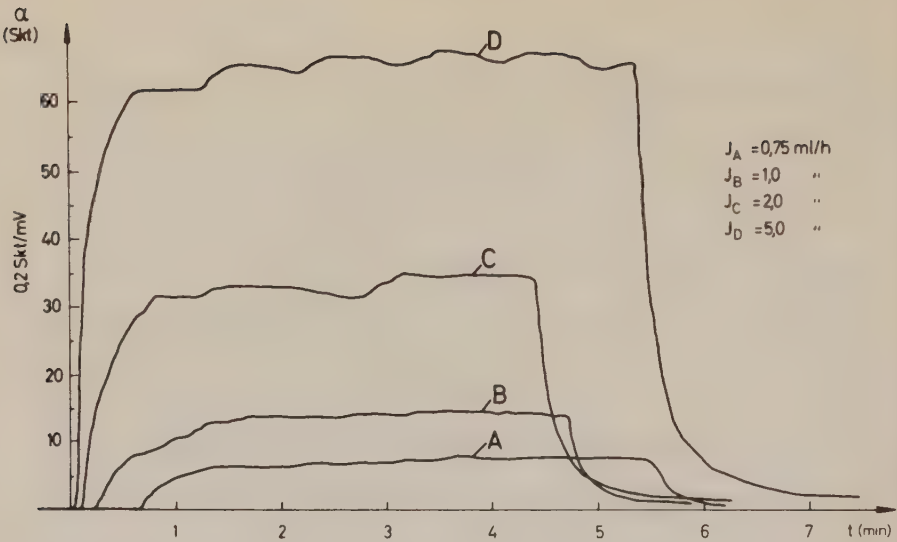


Abb. 28 Konvektionskurven bei vier verschiedenen Wasserstromstärken. Gerät 1, Imp A1.

Die Ordinatenwerte α (Skt) erlauben in einfacher Weise die Umrechnung in U_M :

$$U_M = \frac{e_j}{100} \cdot \alpha$$

Es gilt für die Wärmetransportzahl λ als Funktion der Wasserstromstärke J :

$$\lambda(J) = \lambda(0) + \left| \frac{\Delta \lambda}{\Delta U_M} \right| (U_{M(0)} - U_{M(J)})$$

Mit $\Delta \lambda = \lambda(J) - \lambda(0)$, $U_{M(0)} = 0$ und $\left| \frac{\Delta \lambda}{\Delta U_M} \right| = \frac{1}{E_{UM}}$

folgt weiter

$$\Delta \lambda = - \frac{1}{E_{UM}} \cdot U_M = \frac{1}{E_{UM}} \cdot |U_M|$$

Nachstehend sind die stationären Endwerte von Spannungsdifferenz

$$\Delta U_M = \pm \frac{e_j}{100} \cdot 4\alpha$$

und Wärmetransportzahländerung $\Delta \lambda$ tabellarisch aufgeführt.

J	4α	ΔU_M	$\Delta \lambda$
ml/h	Skt	mV	cal·cm ⁻¹ ·sec ⁻¹ ·°C ⁻¹
0,75	7,5	37,5	0,779·10 ⁻⁴
1,0	14,5	72,5	1,507·10 ⁻⁴
2,0	34,5	172,5	3,586·10 ⁻⁴
5,0	66,5	332,5	6,914·10 ⁻⁴

In Abb. 28 ist zu erkennen, daß der Beginn der Kolbenaktion $t=0$ nicht mit dem der Konvektionswirkung übereinstimmt. Die Verzögerung ist um so größer, je kleiner die Stromstärke ist. Das kommt daher, daß das Schlauchsystem nicht starr ist und Luftblasen im Kolbenraum nicht immer zu vermeiden sind. Neben einer zu vernachlässigenden elektronischen Verzögerung müssen zunächst ein vor der Konvektionsstelle liegender Totraum aufgefüllt und Luftblasen auf einen "Starrheitsdurchmesser" komprimiert werden. Erst danach kann eine stationäre Strömung erfolgen. Natürlich fällt die Verzögerung um so geringer aus, je höher die Wasserstromstärke ist.

4.2.3 Einfluß der Wassertemperatur auf die Konvektion

Zwei Meßsituationen sind im folgenden bei der Betrachtung der unterschiedlichen Wirkung der Wassertemperatur dargestellt. Situation I bedeutet, daß der geheizte Sondenkörper B über dem PVC-Schlauch liegt. Mit Situation II ist der andere mögliche

a) Situation I

Die beiden Konvektionskurven in Abb. 29 wurden bei gleicher Wasserstromstärke (2 ml/h) registriert. Die Kurve B, die im Vergleich zu Kurve A (18°C) eine niedrigere stationäre Höhe erreicht, ist bei einer Wassertemperatur von 40 °C aufgezeichnet worden. Außerdem ist der Anstieg flacher als bei Kurve A. Grund hierfür ist eine kapazitive Aufwärmung des Sondenkörpers B durch das relativ warme Wasser von 40 °C Temperatur. Eine initiale $\dot{V}_c$ -Vergrößerung wird sofort vom Impulsfluvographen durch eine Reduzierung der Heizung beantwortet: das entspricht einer λ -Verkleinerung. Nach Übereinkunft (Schreiberanschluß) ist aber eine λ -Verkleinerung mit einer gleichen Veränderung von U_M verbunden, d.h. mit einer Schreiberbewegung nach rechts bzw. nach unten.

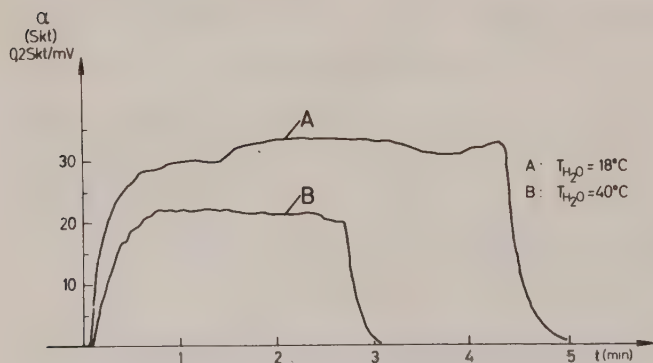


Abb. 29 Konvektionskurven mit verschiedenen Wassertemperaturen, Sondenkörper B über dem PVC-Schlauch. Gerät 1, Imp A1.

Bei einer weiteren Messung ließ sich mit ebenfalls 40°C Wassertemperatur aber einer 45fach höheren Wasserstromstärke sogar eine Umkehr des Zeigerausschlages erzielen, $U_M < 0$, $\Delta\lambda < 0$. Dieser Verlauf ist in Abb. 30 A wiedergegeben. Ähnliche Verläufe erkennt man in den Abbildungen 30 B und 30 C. In 30 B ist die Wasserstromstärke auf 120 ml/h erhöht, während in Abbildung 30 C die Wassertemperatur $T_{\text{H}_2\text{O}} = 55^{\circ}\text{C}$ ist und die Stromstärke $J = 60\text{ ml/h}$ beträgt.

Bei allen drei Verläufen ist eine initiale Phase mit $\Delta\lambda > 0$ zu erkennen. Hier macht sich die konvektive Wirkung des bei Beginn der Kolbenaktion im Schlauchsystem stehenden Wassers bemerkbar. Dessen Temperatur ist zwangsläufig niedriger als die des zu diesem Zeitpunkt im Kolbenraum befindlichen Wassers. Es ist offenbar, daß dieser Temperatureffekt des zu Beginn der Kolbenaktion im Schlauchsystem stehenden Wassers sich um so stärker bemerkbar macht, je länger der Schlauch vom Kolbenraum bis zur Konvektionsstelle ist. Ist die Schlauchlänge sehr groß und die Temperatur des im Kolbenraum bereitgestellten Wassers nicht zu hoch, so kann es passieren, daß bei optimalen Wärmeübergängen entlang des Schlauches eine kapazitive Aufwärmung des Sondenkörpers **B** sogar ganz ausbleibt.

Allgemein kann man für die Schlauchsituation I sagen:

Eine kapazitive Wirkung des warmen Wassers, die sich als ein Rückgang der Wärmetransportzahl ausweist, $\Delta\lambda < 0$, wird durch die folgenden Faktoren begünstigt,

1. hohe Wassertemperatur
2. hohe Wasserstromstärke
3. kurze Schlauchlänge zwischen Kolbenraum und Konvektionsstelle.

Die Wirkung einer unterschiedlichen Schlauchlänge zeigt sich besonders bei einem Vergleich der Abbildungen 3o C und 3o E. Bei gleicher Wassertemperatur, gleicher Wasserstromstärke und unterschiedlicher Schlauchlänge zeigen die Anfangszacken hier die verschiedenen Mengen des bei der Schlauchpassage abgekühlten Wassers an. Der größere Zeigerausschlag nach unten in Kurve D veranschaulicht deutlich den verringerten Wärmeverlust des Wassers beim Durchlaufen des kürzeren Schlauchstückes, wenn mit 3o A, 3o B oder 3o C verglichen wird.

Die Abbildungen 3o C und 3o E fallen wegen ihrer ungewöhnlichen Kurvenzeichnung auf. Es wurden hier Luftblasen von 4 bis 5 mm Länge versuchsweise in den PVC-Schlauch eingebracht. Diese passierten die Meßsonde mit einer Geschwindigkeit von ca. 2o mm/sec bei der erstgenannten Abbildung und mit ca. 4 mm/sec in Abbildung 3o E. Der plötzliche Zeigerausschlag nach unten zeigt die Verminderung der Wärmeleitfähigkeit im Moment der Luftblasenpassage an. Damit kommt sowohl die hohe Empfindlichkeit als auch das schnelle Ansprechvermögen der impulsfluvographischen Methode zum Ausdruck.

Nachfolgend eine tabellarische Zusammenstellung der Versuchsbedingungen aller in Abb. 3o dargestellten Meßsituationen (l=Schlauchlänge). Hieraus können die Gründe für den unterschiedlichen Verlaufscharakter leicht abgeleitet werden.

Abb. 3o A	Abb. 3o B	Abb. 3o C	Abb. 3o D
J = 9o ml/h	J = 12o ml/h	J = 6o ml/h	J = 6o ml/h
T _{H₂O} = 4o °C	T _{H₂O} = 4o °C	T _{H₂O} = 55 °C	T _{H₂O} = 55 °C
l = 3o cm	l = 3o cm	l = 3o cm	l = 8 cm

Abb. 3o E	Abb. 3o F	Abb. 3o G	Abb. 3o H
$J = 12 \text{ ml/h}$	$J = 22,5 \text{ ml/h}$	$J = 30 \text{ ml/h}$	$J = 12 \text{ ml/h}$
$T_{H_2O} = 70 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T = 70 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{H_2O} = 55 \text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_{H_2O} = 40 \text{ }^{\circ}\text{C}$
$l = 8 \text{ cm}$	$l = 8 \text{ cm}$	$l = 8 \text{ cm}$	$l = 8 \text{ cm}$

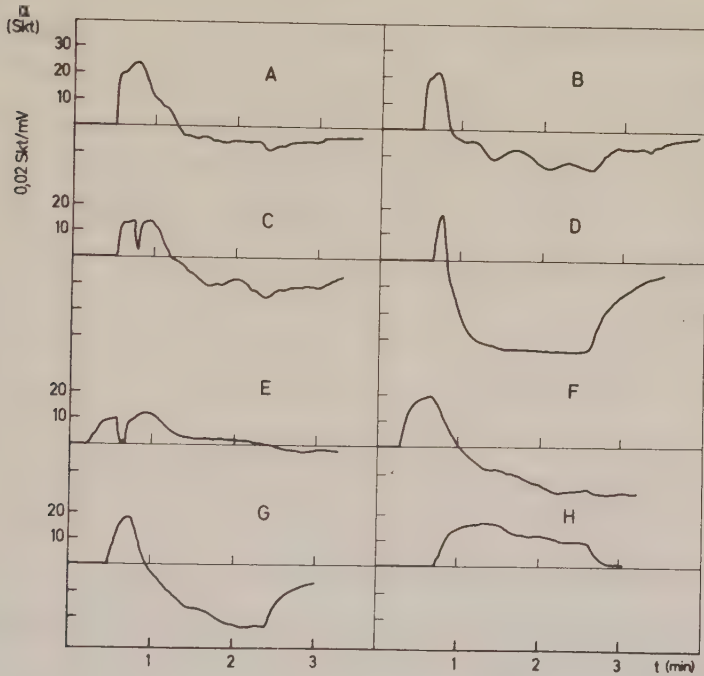


Abb. 3o Konvektionskurven bei verschiedenen Versuchsbedingungen (s. Text) Gerät 2, Imp A2.

b) Situation II

Bei Lage des ungeheizten Sondenkörpers A über dem PVC-Schlauch erhält man bei einer Wassertemperatur von $18 \text{ }^{\circ}\text{C}$ ein Kurvenbild, wobei $U_M < 0$ ist.

Da der Sondenkörper A durch den geheizten Sondenkörper E über die verbindenden Materialien eine Mitheizung erfährt, ist der Wasserfluß nämlich Ursache einer kapazitiven Abkühlung, die eine initiale $\dot{V}_0$ -Vergrößerung bedingt. Dieser Effekt ist natürlich auch im Falle fehlender Mitheizung vorhanden, wenn nur die Wassertemperatur niedrig genug ist.

Bei ausreichend hoher Wassertemperatur werden Konvektionskurven mit $U_m > 0$ beobachtet. Dieses Kurvenverhalten ist eine Folge der kapazitiven Aufheizung des Sondenkörpers A, welche mit einer initialen $\dot{V}_0$ -Verkleinerung einhergeht.

4.3 Durchblutungsmessungen an der Haut (Daumenkuppe)

4.3.1 Vorbereitende Maßnahmen

Die Messungen wurden mit zwei Impulsfluvographen und zwei Meßfühlern durchgeführt. Die Kombinationen waren Gerät 1, Imp A1 und Gerät 2, Imp A2. Auf den Daumenkuppen der Hände waren die beiden Wärmeleitelemente so aufgelegt, daß die Verbindungslinie der Metallkörper senkrecht zur Daumenachse verlief. Durch diese Lage konnten weitgehend Meßfehler, die durch Ausbildung variabler Temperaturgradienten längs der Daumenachse verursacht werden könnten, vermieden werden. Die Wärmeleitelemente wurden mit Heftpflaster auf der Haut fixiert. Eine Klebung der Meßköpfe selbst ist dabei möglichst zu ver-

meiden, da sonst leicht durch Abheben der Deckplatte am Wärmeleitelement Schaden entstehen kann. Der Heftstreifen sollte wegen der möglichen Durchblutungsbehinderung nicht zirkulär die Daumenkuppe umschließen. Eine axiale Kebung erwies sich im allgemeinen als ausreichend. Dabei wurde der Auflagedruck des Wärmeleitelementes durch entsprechende Straffung des Klebbandes in dem Maße optimal eingestellt, wie die Versuchsperson eine Durchblutungsbehinderung auch über längere Zeit nicht verspürte. Eine Behinderung wird von der Versuchsperson (VP) als Pulsempfindung registriert. Der VP stand ein EKG-Stuhl zur Verfügung. Eine Kippvorrichtung erlaubte das Einstellen einer Liegehaltung mit Hochlagerung der Beine.

Die Temperatur im Versuchsraum sollte nicht unterhalb 22 °C liegen. Bei geringerer Temperatur wurden deutlich abgeschwächte Durchblutungsreaktionen beobachtet. Unterhalb 18 °C konnte es sogar passieren, daß bestimmte Reaktionen ganz ausfielen. Diese Erkenntnisse zeigen deutlich die thermoregulatorische Funktion der Acren. Ihr Durchblutungsspielraum steigt zwischen den thermoregulatorischen Grenzen um den Faktor 600.

Die Wärmeleitzahl des undurchbluteten Hautgewebes liegt bei etwa $10,8 \cdot 10^{-4} \text{ cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot \text{°C}^{-1}$. Die Wärmetransportzahlen, die an der durchbluteten Daumenkuppe gemessen werden, erstrecken sich also in einem darüber liegenden Bereich. Die R_B -Einstellungen an den Impulsfluvographen, die mit maximaler Empfindlichkeit, d.h.

$$\frac{d U_M}{d \lambda} = (E_{U_M})_{\max}$$

verbunden sind, lauten nach den in 4.1.2 angeführten Messungen:

Gerät 1, Imp A1: $R_B = 750 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 48,1 \cdot 10^4 \cdot \text{cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$.

Gerät 2, Imp A2: $R_B = 700 \text{ Skt}$, $E_{UM} = 64,1 \cdot 10^4 \cdot \text{cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$.

Eine genauere Steilheitsanalyse der $\lambda - U_M$ -Beziehung, die mit Hilfe von Messungen an Pertinax ($\lambda = 9,26 \cdot 10^{-4} \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) und Glas SF 10 ($\lambda = 17,9 \cdot 10^{-4} \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) durchgeführt wurde, ergab noch bessere Einstellwerte für R_B .

Gerät 1, Imp A1: $R_B = 760 \text{ Skt}$, $R_G = 310 \text{ Skt}$

$$E_{UM} = 49,2 \cdot 10^4 \cdot \text{cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}.$$

Gerät 2, Imp A2: $R_B = 735 \text{ Skt}$, $R_G = 965 \text{ Skt}$

$$E_{UM} = 64,8 \cdot 10^4 \cdot \text{cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}.$$

Bei den angegebenen R_G -Werten ist bei $\lambda = 17,9 \cdot 10^{-4} \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ (Glas SF 10) die Meßspannung im erstgenannten Fall $U_M = 0$ und im zweiten Fall $U_M = -100$.

Bei den folgenden Abbildungen 31 bis 38 betrug die Papiergeschwindigkeit des Schreibers 40 mm/min.

4.3.2 Meßergebnisse und Diskussion

a) Natürliche Durchblutungsschwankungen

Bei normaler Sitzlagerung der Versuchsperson im EKG-Stuhl wurden die natürlichen Durchblutungsschwankungen an den beiden Daumenkuppen registriert (Abb. 31).

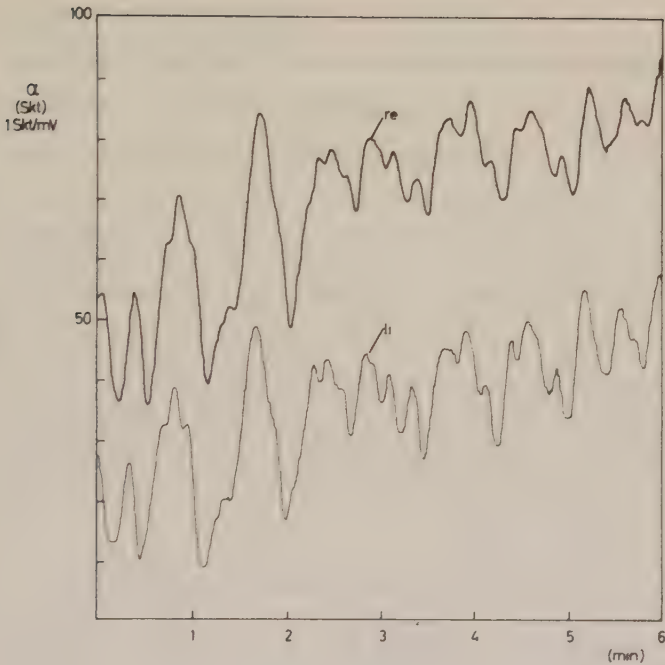


Abb. 31 Natürliche Durchblutungsschwankungen an den beiden Daumenkuppen. Raumtemperatur 23 °C.

Hervorzuheben ist zunächst die vollkommene Synchronizität der Durchblutungsverläufe. Dies deutet auf die zentralnervöse Steuerung der Arteriolenlumina im Daumenkuppenbereich hin (Hensel 1952 a). Neben den Arteriolen nehmen die besonders in den Acren zahlreich ausgebildeten arterio-venösen Anastomosen an der Durchblutung teil. Sie stehen im Dienste der Thermoregulation, wodurch die bei niedrigen Temperaturen auffallenden Reaktionen eine Erklärung finden. Neben der zentralnervösen Tonussteuerung durch den Sympathikus, die sowohl für die Arteriolen als auch für die arterio-venösen Anastomosen gilt,

könnte die autonome Rhythmizität der glatten Gefäßmuskulatur Anlaß für Durchblutungsschwankungen sein. Die autonome Rhythmizität ist sehr stark vom lokalen Milieu abhängig. Abbildung 31 zeigt, daß unter den gegebenen Bedingungen der Einfluß der autonomen Rhythmizität unbeträchtlich sein muß. Im anderen Falle könnte nämlich Synchronizität, wie sie beobachtet wird, nicht erwartet werden. Denn die Annahme eines Phasengleichlaufes der autonomen Rhythmen links - rechts erscheint als sehr unwahrscheinlich. Eine Frequenzanalyse der natürlichen Durchblutungsschwankungen führt nicht auf konstante Frequenzen. Als Richtwerte der Periodendauern sind 0,5 - 2 min zu nennen.

b) Durchblutungsverlauf beim Lagewechsel Sitzen - Stehen.

Beim Lagewechsel Sitzen - Stehen wird in der unteren Körperhälfte eines Erwachsenen etwa 200 cm^3 Blut zur Auffüllung der Venen benötigt. Ursache für diese Speicherung ist der erhöhte hämostatische Druck, der die Venen weitet und somit eine Kapazitätserhöhung bedingt.

Die Folge hiervon ist, daß während des instationären Auffüllungsvorganges der arterielle Druck gesenkt wird. Über die Pressorezeptoren erfolgt eine Steigerung des Sympathikotonus. Das wiederum führt nicht nur zu einer Erhöhung des peripheren Widerstandes, sondern auch zu einer Erhöhung der Schlagfrequenz und der Kontraktionskraft des Herzens. Die Funktionsänderung des Herzens ist mit verringertem Druck im linken Vorhof verbunden. Daher kann die Lunge als Depotorgan eine ausreichende Blutmenge dem linken Herzen zuführen, da das rechte Herz wegen der in der venösen Auffüllphase verringerten venösen Zufuhr

hierzu nicht in der Lage ist. Neben der Lunge nehmen natürlich auch die anderen Organe der oberen Körperhälfte durch entsprechende Einstellung der peripheren Widerstände an der "Blutmobilisierung" teil.

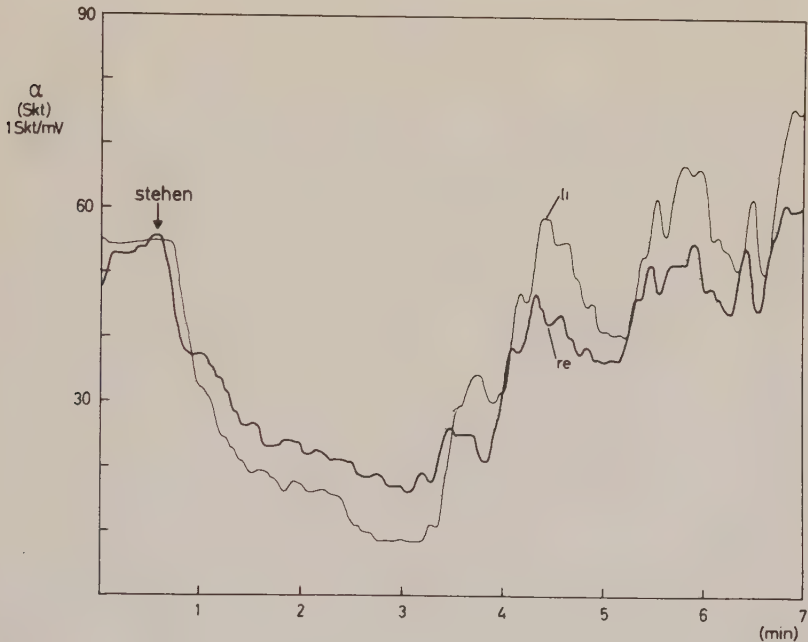


Abb. 32 Durchblutungsverlauf an den Daumenkuppen beim Lagewechsel Sitzen - Stehen.

Die venöse Auffüllphase währt, wie Abbildung 32 zeigt, etwa 6 Minuten. In Näherung ist die Wirkzeit der Kompensationsmechanismen ebenso lang. Am Ende der Kompensationsphase ist erreicht, daß der arterielle Druck und die Durchblutung in den Daumenkuppen wieder normal sind. Dagegen kann beobachtet werden, daß auch bei gesundem Kreislauf das Herzminutenvolumen beim Stehen gegenüber dem Wert beim Sitzen etwas verkleinert

ist. Das bedeutet wiederum, daß nicht alle Organe nach dem Lagewechsel Sitzen - Stehen und Erreichung eines stationären Kreislaufzustandes wie vorher durchblutet werden. Daß dies für die Acren zutrifft, mag ihre thermoregulatorische Bedeutung hervorheben.

c) Durchblutungsverlauf bei Kältereiz.

Der linke Fuß der Versuchsperson wird in Wasser von 18 °C Temperatur getaucht. Mit einer kleinen Verzögerung wird mit dem Impulsfluvographen an beiden Daumenkuppen eine Verminderung der Durchblutung beobachtet, die etwa 3/4 Minuten andauert (Abb. 33). Danach kehrt die Durchblutung wieder zu ihrem normalen Wert zurück. Das anschließende Herausnehmen des linken Fußes aus dem Wasser wird ebenfalls mit einem Rückgang der Durchblutung beantwortet. Wahrscheinlich ist hier der Kältereiz verantwortlich, der durch die Verdunstung der dünnen Wasserschicht auf dem Fuß entsteht. Dafür spricht auch die besonders hervorgehobene Beobachtung der Versuchsperson, daß das Herausnehmen des Fußes aus dem Wasser von einer starken Kälteempfindung begleitet wird.

Der Durchblutungsverlauf wird hier möglicherweise durch eine Steuerung bestimmt, die von den Kälterezeptoren in der Haut des linken Fußes eingeleitet und über hypothalamische Zentren schließlich zu einer Engerstellung der Widerstandsgefäße bzw. teilweisen Schließung von arterio-venösen Anastomosen in den Acren führt. Die damit verbundene Minderversorgung der betreffenden Kapillargebiete könnte einen Zustand der O₂-Verknappung und CO₂-Anhäufung hervorrufen. Eine derartige Blutgas -

konstellation würde die kurze Phase einer Durchblutungssteigerung am Ende des Kälteversuches erklären (s. Abb.33).

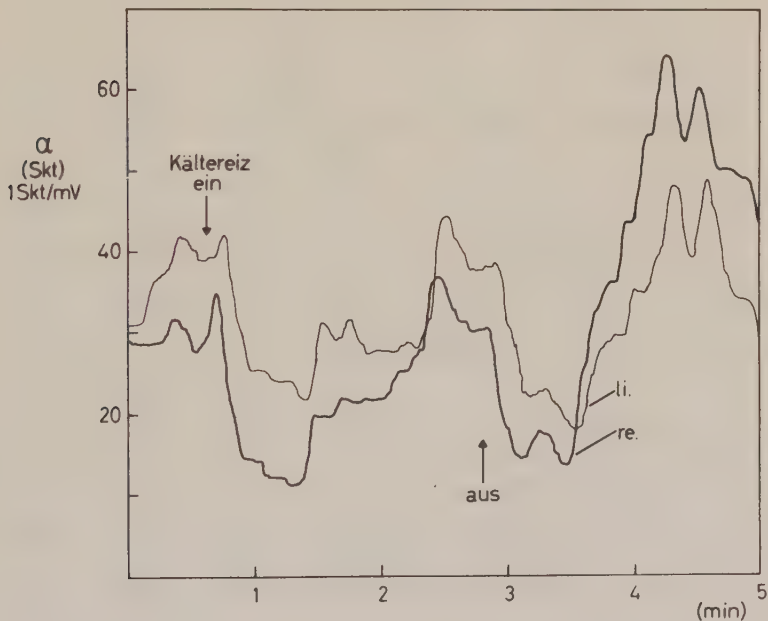


Abb. 33 Durchblutungsverlauf an den beiden Daumenkuppen bei Kältereiz am linken Fuß.

Der Kältereiz an der linken Hand wird erzeugt, indem 4 Finger und die Handfläche, soweit es der gespreizte und nicht direkt gereizte Daumen erlaubt, in kaltes Wasser von 14 °C Temperatur getaucht wird. An der linken Daumenkuppe wird eine Minderdurchblutung registriert, deren Größe vom lokalen physikalischen Reiz und der Erregung der Kälterezeptoren, die über den Hypo-

thalamus den Tonus der glatten Gefäßmuskulatur beeinflusst, bestimmt wird.

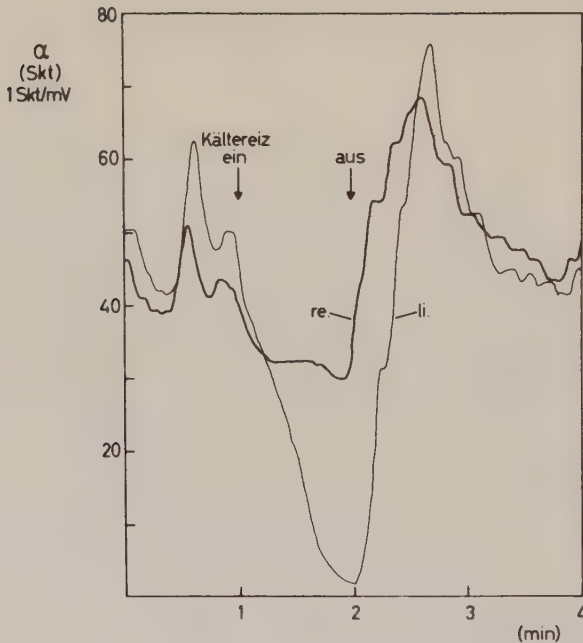


Abb. 34 Durchblutungsverlauf an den beiden Daumenkuppen bei Kältereizung der linken Hand.

Der Durchblutungsrückgang an der rechten Daumenkuppe fällt wegen des Fortfalles des physikalischen Reizes geringer aus. Was bleibt, ist die konsensuelle Reaktion. Interessant ist hier, daß beim Herausnehmen der Hand aus dem Wasser kein effektiver Kältereiz infolge Wasserverdunstung stattfindet. Die Versuchsperson empfand es auch nicht so kalt, wie es beim Herausnehmen des Fußes aus dem Wasser der Fall war. Auch hier ist

nach der Kältereizung eine kurze Phase einer Durchblutungserhöhung sichtbar.

d) Durchblutungsverlauf bei Oberarmdrosselung.

Im rechten Oberarm wird mit einer Luftmanschette die Durchblutung total gedrosselt, Okklusionsdruck 180 mm Hg. An der Daumenkuppe der rechten Hand ist dann ein entsprechender Rückgang der Wärmetransportzahl zu beobachten. Zu Beginn der Stauung wird an der Daumenkuppe der linken Hand eine konsensuelle Reaktion registriert (Abbildung 35 und 36). Dieses Ergebnis stellte sich in 11 von insgesamt 13 Versuchen ein. Ähnliche Reaktionen sind auch mit dem Verfahren der Fingerplethysmographie ermittelt worden (Goetz 1935).

Die Veränderung der Werte von pO_2 , pCO_2 , pH und Metabolitenkonzentration in der gestauten Extremität sind schwerlich als Ursachen für die konsensuelle Reaktion zu Beginn der Stauung in der anderen Extremität anzusehen. Dagegen kann an die Möglichkeit einer Kreislaufsteuerung durch die Chemorezeptoren, die im Glomus aorticum und Glomus caroticum liegen, gedacht werden. Während der Stauung des rechten Oberarmes kann das dort anfallende Venenblut nicht in den Kreislauf zurückgelangen. Eine Hypokapnie wird die Folge sein. Die erniedrigte CO_2 -Spannung kann nun zweifach wirksam werden. Sowohl über die Afferenzen der Chemorezeptoren als auch durch direkte Reizung des Vasomotorenzentrums wird dieses gehemmt. Damit ist ein vasodilatatorischer Effekt in der Hautperipherie verbunden. Die direkte lokalchemische Einwirkung der erniedrigten CO_2 -Spannung führt dagegen zu einer Vasokonstriktion der Hautgefäße.

Peripher und zentral induzierte Effekte stehen sich also gegenüber. Das Experiment zeigt, daß der periphere Effekt überwiegt.

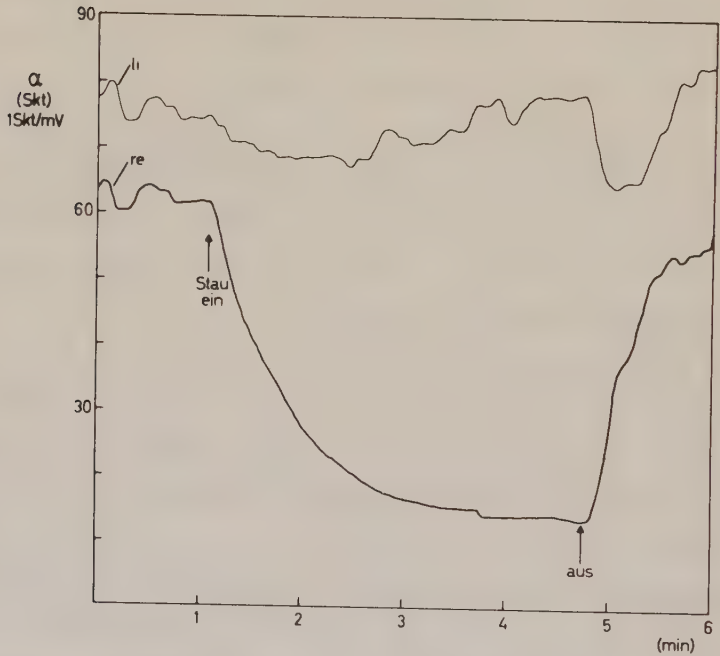


Abb. 35 Durchblutungsverlauf an beiden Daumenkuppen bei arteriellem Stau am rechten Oberarm.

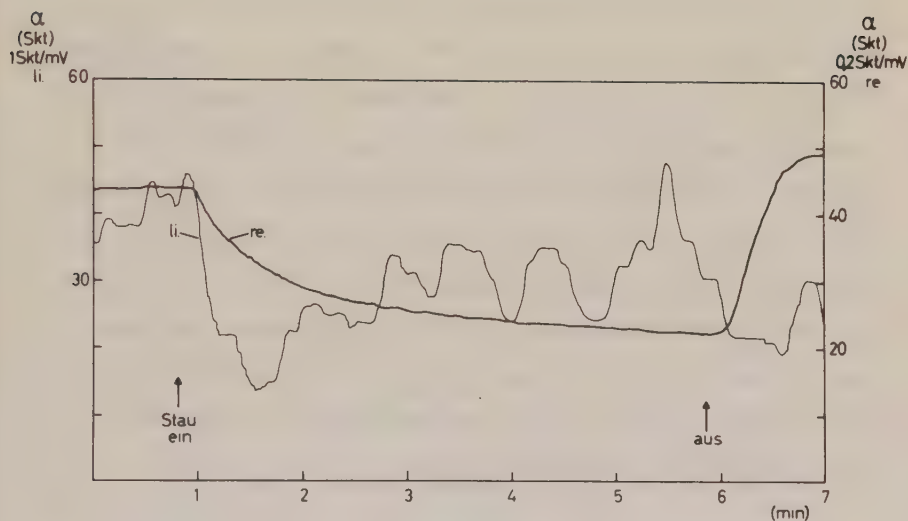


Abb. 36 Durchblutungsverlauf an beiden Daumenkuppen bei arteriellem Stau am rechten Oberarm.

In einer zweiten Phase beobachtet man an der Daumenkuppe des nicht gestauten Armes einen langsamen Anstieg der Durchblutung, der von starken Schwankungen überlagert ist. Hierfür kann eine dilatatorische Reaktionskomponente verantwortlich sein, welche bedingt ist durch Metaboliten, die sich während

der Minderdurchblutung angesammelt haben.

Die dritte Phase im Durchblutungsablauf an der linken Daumenkuppe ist durch eine gegensinnige Änderung gekennzeichnet, wenn die Stauung total beendet wird (s. Abb. 35). In dieser Situation scheint die Notwendigkeit dominierend zu sein, daß in der staubefreiten Extremität schnellstens wieder normale Stoffwechselverhältnisse geschaffen werden. Zu diesem Zwecke sind während der Stauung durch erhöhten $p\text{CO}_2$ sowie durch Metaboliten die Widerstandsgefäße weit gestellt worden. Kurz nach der Entstauung wird daher der Blutfluß in der Extremität stark erhöht sein, auch wenn das an der Durchblutung der Daumenkuppen nicht in dem Maße erkennbar ist. Eine Erniedrigung des arteriellen Druckes und eine Kreislaufeinstellung über die Pressorezeptoren ist die Folge: die Durchblutung in den anderen Organen sowie in der Daumenkuppe der linken Hand nimmt kurzzeitig ab (Aschoff 1944).

e) Durchblutungsverlauf bei verschiedenen Ventilationsbedingungen.

Der sitzende Proband wird zu einer willkürlichen Hyperventilation angehalten, die etwa eine Minute andauert. Dabei fällt die arterielle CO_2 -Spannung von 40 bis auf ungefähr 15 mm Hg. Diese Hypokapnie kann wieder auf zwei verschiedene Weisen den peripheren Kreislauf und damit die Durchblutung in den Daumenkuppen beeinflussen. Eine zentralnervöse Steuerung über die Afferenzen der Chemorezeptoren steht mit der lokalen Gefäß -

wirkung einer verringerten CO_2 -Spannung in Konkurrenz. In Abbildung 37 und 38 ist zu erkennen, daß die lokal-chemisch induzierte Vasokonstriktion wieder dominiert.

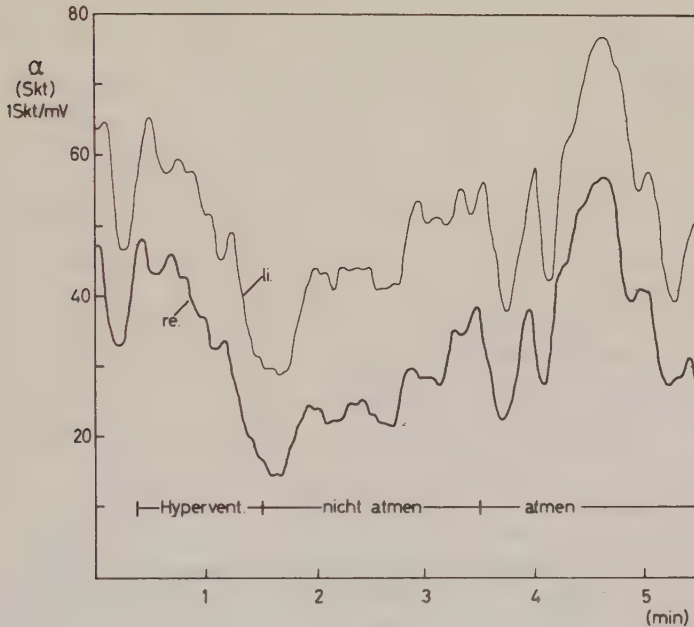


Abb. 37 Durchblutungsverlauf an beiden Daumenkuppen bei variierenden Ventilationsbedingungen.

Auffällig ist, daß bei der während der Hyperventilation zu - rückgehenden Durchblutung die natürlichen Schwankungen stark gedämpft sind. In einer zweiten Ventilationsphase, die sich der willkürlichen Hyperventilation anschließt, hält die Versuchsperson den Atem an. Die Dauer der Atempause beträgt ca. zwei Minuten. Die Sauerstoffspannung sinkt, während die des

CO_2 ansteigt. Man beobachtet wegen der lokalen CO_2 -Wirkung an den Hautgefäßen einen langsamen Anstieg der Durchblutung und Wiedererscheinen der natürlichen Schwankungen.

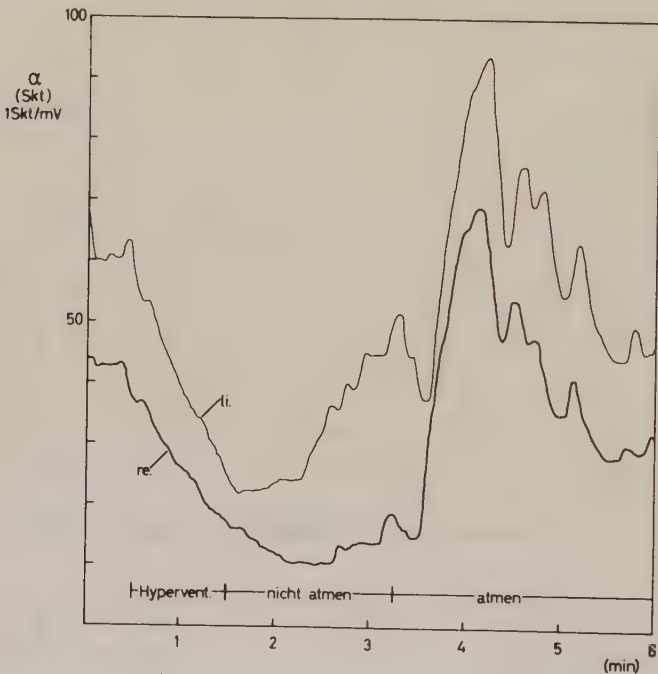


Abb. 38 Durchblutungsverlauf an beiden Daumenkuppen bei variierenden Ventilationsbedingungen.

Die Vermutung scheint naheliegend, daß die Höhe der Schwan-
gungsamplituden der Hautdurchblutung mit der CO_2 -Spannung
im umgekehrten Sinne korreliert. Nach Beendigung der Atempau-
se wird die Versuchsperson aufgefordert, normal zu atmen.
Die ersten Atemzüge haben natürlich stark hyperventilatori-
schen Charakter. Interessant ist, daß während der ersten in-

tensiven Atemzüge die Durchblutung kurz zurückgeht. Erst danach erfolgt ein starker Anstieg, der sich anschließend auf einen normalen Wert einpegelt. Der kurze Rückgang der Durchblutung kann als Auswirkung der tiefen Inspiration und Hyperventilation nach der Atempause gesehen werden. Nach Untersuchungen von Mosso (1881) und zahlreichen anderen Autoren (Thron 1960) wird nach einer willkürlichen tiefen Inspiration eine plethysmographisch nachweisbare Volumenabnahme an den normalen Extremitäten registriert. Man kann annehmen, daß durch die zwangsläufige Hyperventilation eine Hypokapnie entsteht, die über die autoregulative Wirkung zu einer Vasokonstriktion der Hautgefäße führt. Die außerdem vorhandene Hypoxie führt anschließend über die Afferenzen der Chemorezeptoren zu einem Blutdruckanstieg. Dessen Wirkung auf die Peripherie kann eventuell durch die der verminderten O_2 -Spannung an den Hautgefäßen noch verstärkt werden. Die hypoxische Wirkung auf die Regulationsmechanismen des Kreislaufs setzt somit, wie die Abbildungen 37 und 38 zeigen, gegenüber der begleitenden Hyperkapnie, die durch eine kurzzeitige erzwungene Hyperventilation beseitigt wird, verspätet ein.

4.3.3 Physiologische Schlußbemerkung

In allen Kreislaufsituationen, die bisher beschrieben wurden, und in denen eine Hypokapnie als Reizmilieu gegeben war, konnte neben einer zentralnervösen auch eine peripher ansetzende Regulierung des Kreislaufs angenommen werden. Die Meßverläufe der Durchblutung führten in jedem Falle zwangsläufig

fig zu der Feststellung, daß der periphere Mechanismus dominierend sein mußte. Da die Vasokonstriktion in allen Fällen aber sehr schnell als Folge einer gegebenen Hypokapnie zu beobachten war, erhebt sich die Frage, ob die Annahme des überwiegend peripheren Mechanismus wegen der notwendigen hohen Wirkungsgeschwindigkeit richtig sein kann. Gerade die Forderung einer hohen Reaktionsgeschwindigkeit der Regulationsabläufe, die von einer Hypokapnie eingeleitet werden, scheint mit der Annahme einer über die Chemorezeptoren im Glomus aorticum und Glomus caroticum eingeleiteten zentralnervösen Regulation eher verträglich zu sein. Hierzu müßte aber die Forderung erhoben werden, daß eine verminderte CO_2 -Spannung eine Stimulation des Vasomotorenzentrums verursachen würde, die zumindest für die Hautgefäße eine Vasokonstriktion einleiten müßte. Für den peripher angreifenden Dilatationsmechanismus ist das folgende Argument zu nennen: CO_2 besitzt eine sehr hohe Diffusibilität.

5. Telemetrie der lokalen Hautdurchblutung

Ein wesentlicher Vorteil der Impulsfluvographie besteht darin, daß die durchblutungsvariable Heizimpulsfrequenz telemetrisch übertragen werden kann. Es gelten somit für die Telemetrie der lokalen Hautdurchblutung die gleichen theoretischen Grundlagen, die bei der Besprechung der Impulsfluvographie dargestellt wurden.

5.1 Meßanordnung

Die telemetrische Meßanordnung, die neben der Übertragung der lokalen Hautdurchblutung noch diejenige von drei weiteren Parametern erlaubt, besteht aus Sender, Empfänger und einem Mehrkanalschreiber. Sender und Empfänger sind eine Gemeinschaftsentwicklung des physiologischen Instituts und des zentralen Entwicklungslabors für Elektronik der Philipps-Universität Marburg.

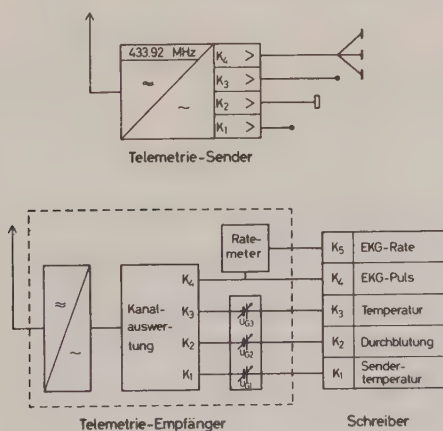


Abb. 39 Schema der telemetrischen Meßanordnung.

5.1.1 Das Wärmeleitelement

Es wird der Standardtyp P1 eingesetzt, der auch bei den impulsfluvographischen Hautdurchblutungsmessungen verwendet wurde. Die beiden Hautmeßfühler, die bei den telemetrischen Messungen zum Einsatz kamen, tragen die Bezeichnungen Imp B1 und Imp B2. Die Anschlüsse der Thermistoren an die Wheatstone - Brücke sowie die der beiden Heizwiderstände werden über je einen Hirschmann-Zwergstecker am Sender ausgeführt. Die Stecker sind mit B (Brücke) und H (Heizung) gekennzeichnet.

5.1.2 Der Sender

Der Sender ist quarzgesteuert. Der Quarz schwingt auf einer Frequenz von ca. 48 MHz. Die Quarzfrequenz wird in zwei Stufen um den Faktor neun vervielfacht, sodaß die Senderfrequenz 433,92 MHz beträgt. Als Modulationsart wird doppelte Frequenzmodulation benutzt. Der Sender kann entweder über ein Netzteil oder eine Batterie gespeist werden. Als solche dienen im allgemeinen wegen des geringen Zusatzgewichtes fünf Mallory-Zellen vom Typ RM 1 (5 x 1,4 V). Ist dieser Faktor ohne Bedeutung, so kann eine Nickel-Cadmium-Batterie (6 V) den Sender speisen. Die Mallory-Zellen werden in passenden Aussparungen des Sendergehäuses untergebracht, die Nickel-Cadmium-Batterie befindet sich dagegen außerhalb des Sendergehäuses. Die Senderleistung beträgt je nach Batteriezustand 10 bis 20 mWatt.

Als Reichweite kann bei optimalem Batteriezustand im freien Gelände mit ca. 500 m gerechnet werden. Der Sender wiegt 410 g (ohne Batterie) und hat die Abmessungen 80 mm x 120 mm x 47 mm.

Den einzelnen Kanälen sind folgende Modulationsfrequenzen zugeordnet:

Kanal 1: 330 bis 500 Hz (Temperatur)

Kanal 2: 580 bis 870 Hz (Durchblutung)

Kanal 3: 1040 bis 1560 Hz (Temperatur)

Kanal 4: 1900 bis 2800 Hz (EKG)

Die Übertragung aller Kanäle erfolgt gleichzeitig.

Funktionen der einzelnen Kanäle:

Kanal 1: Absolutmessung der Umgebungstemperatur des Senders von 10 bis 40 °C. Meßfühler ist ein im Sendergehäuse eingebauter Thermistor.

Kanal 2: Wärmeleitmessung, Meßdynamik von $5 \cdot 10^{-7}$ bis $25 \cdot 10^{-7}$ cal·cm⁻¹·sec⁻¹·°C⁻¹. Meßfühler sind zwei Thermistoren als Teile einer Wheatstone-Brücke, ein Thermistor wird impulsgeheizt.

Kanal 3: Absolutmessung der Temperatur mit Zwergthermistor im Bereich von 35 bis 41 °C. Es ist möglich, auf einen Meßbereich von ca. 25 bis 50 °C einzustellen, indem ein 10 K Ω -Potentiometer einem Senderwiderstand parallelgeschaltet wird.

Kanal 4: EKG-Übertragung mittels Elektroden.

5.1.3 Der Empfänger

Das von der Empfängerantenne aufgenommene HF-Signal wird nach Durchlaufen eines UHF-Konverters und eines ZF-Verstärkers demoduliert. Das so entstehende NF-Signal wird einem

Trennverstärker zugeführt. Dessen Ausgänge werden den Kanalauswertungen zugeordnet. Die analogen Ausgangsspannungen der Kanäle 1, 2 und 3 können an drei Meßinstrumenten abgelesen werden. Die angezeigten Werte sind a_1 , a_2 , a_3 , $0 < a_{1,2,3} < 5$. Der Änderungsbereich der Spannungen in den einzelnen Kanälen ist:

Kanal 1: 0 bis 0,5 V

Kanal 2: 0 bis 1 V

Kanal 3: 0 bis 0,5 V

Kanal 4: Das EKG wird übertragen mit einer Bandbreite von 0,5 bis 50 Hz und 0,2 Vss. Die R-Zacke kann wahlweise optisch oder akustisch angezeigt werden.

Gleichzeitig besteht im Empfänger die Möglichkeit, das EKG-Signal einem Ratemeter zuzuführen. Hier erfolgt eine Zählung der R-Zacken des EKG und eine analoge Anzeige der Pulsfrequenz im Bereich von 20 bis 200 Pulse pro Minute. Die pulsproportionale Spannung kann auch einem Schreiber zugeführt werden.

Die Gegenspannungseinheit ermöglicht eine passende Einstellung der Schreiberkanäle 1 bis 3. Für jeden Kanal existiert ein Potentiometer, an dem die Gegenspannung (UG_1 , UG_2 , UG_3) von 0 bis 1000 Skt eingestellt werden kann.

5.1.4 Der Schreiber

Die Ausgangsspannungen der Empfängerkanäle werden einem 6-Kanal-Kompensationsschreiber zugeführt. Die ersten vier Schreiberkanäle sind den entsprechenden Kanälen des Empfängers zugeordnet. Der fünfte Schreiberkanal bezieht seine Spannung

aus dem Ratemeter des Empfängers und zeichnet die Höhe der Pulsfrequenz auf. Der Kanal sechs bleibt unbenutzt.

5.2 Geräteeinstellung

5.2.1 Sendereinstellung

Empfänger und Sender werden eingeschaltet. Die Meßaufnehmer der vier Senderkanäle müssen angeschlossen sein. Ihre Aufnahmewerte sind so zu wählen, daß die angegebenen Meßbereiche nicht verlassen werden. Für den im Sendergehäuse eingebauten Thermistor als Meßwertaufnehmer des Kanals 1 ist das bei Zimmertemperatur sicher der Fall. Der Thermistor für Kanal 3 kann durch einen Ohmschen Widerstand, der eine Temperatur von ca. 36 °C simuliert, ersetzt werden. Für Kanal 4 ergeben sich bei der Einstellungsoperation zwei Möglichkeiten: Kurzschluß des EKG-Einganges sowie alternativ der Anschluß eines EKG-Simulators (80 Impulse/min.) können gewählt werden. Für die richtige Einstellung des Kanals 2 ist die Kenntnis des im Meßbetrieb zu erwartenden λ -Bereiches wesentlich. Das Meßelement (Typ P1) wird mit einem Wärmeleiterkörper kontaktiert, dessen λ -Wert annähernd an der oberen Grenze dieses Bereiches liegt. Die Untersuchungen der $\Delta \lambda$ -Meßempfindlichkeit, die in 5.4.3 behandelt werden, zeigen, daß bei der Einstellung einer kleinen Ausgangsspannung in Kanal 2 mit einem Maximum der Empfindlichkeit zu rechnen ist. Diese Einstellung kann mittels einer Schraube am Sender durchgeführt werden; der einzustellende Wert beträgt $a_2 = 0,5$. Um Nacheinstellungen zu vermeiden, sollte diese Operation am

Sender in der Arbeitsentfernung vom Empfänger durchgeführt werden. Die untere Grenze des im Meßbetrieb zu erfassenden λ -Bereiches liegt in der Nähe von $a_2 = 4,2$. Oberhalb dieses Wertes ist die telemetrische Übertragung ungenau.

Selbstverständlich können die bei der Einstellungsoperation des Senders der Einfachheit halber für die Kanäle 3 und 4 gewählten Simulationen auch im Meßbetrieb beibehalten werden, wenn die betreffenden Parameter nicht von Interesse sind.

5.2.2 Schreibereinstellung

Bei den telemetrischen Messungen wurde der Schreiber in der folgenden Weise eingestellt: Einstellknopf "Calibration" bei allen Kanälen auf Anschlag in Pfeilrichtung, Einstellknopf "Zero" auf nachträglich eingezeichnete Markierung "0". Diese Einstellung entspricht bei allen Kanälen einem Schreiberausschlag $\alpha_i = 0$ Skalenteile, wenn der Schreibereingang spannungslos ist. Bei einem Spannungseingang, der der eingestellten Schreiberempfindlichkeit entspricht, ergaben sich dagegen Ausschläge $\alpha_i = 100$ Skalenteile.

Im allgemeinen erfolgte die Registrierung mit der Papiergeschwindigkeit 1600 mm/h. Nur bei separaten EKG-Aufzeichnungen betrug die Papiergeschwindigkeit 1600 mm/min (s. Abb. 54).

5.3 Beziehung zwischen Gegenspannung und Schreiber - ausschlag

Aufgabe der Gegenspannungseinheiten am Ausgang der Empfängerkanäle 1 bis 3 ist es, bei extremen Änderungen der Meßgrößen als auch bei Wahl verschiedener Schreiberempfindlichkeiten durch passende Nacheinstellung dafür zu sorgen, daß der Meßverlauf geschrieben wird. Der neu eingestellte Meßverlauf kann dann quantitativ weiterverfolgt werden, wenn der einer bestimmten Gegenspannungsänderung entsprechende Wert des Zeigerausschlages bekannt ist.

α_i bedeuten die Schreiberausschläge in den einzelnen Kanälen, $0 \leq \alpha_i \leq 100$ ($i = 1$ bis 5). Die Gegenspannungen für die Kanäle 1 bis 3 sind an drei Potentiometerneinzustellen, $0 \leq U_{Gi} \leq 1000$ Skalenteile ($i = 1$ bis 3).

Für die Bestimmung der Größen

$$\frac{\Delta \alpha_i}{\Delta U_{Gi}} \quad (i = 1, 2, 3)$$

genügt allein die Einschaltung von Schreiber und Gegenspannungseinheiten. Bei den drei im Meßbetrieb gebräuchlichen Schreiberempfindlichkeiten e_j (50, 100 und 500 mV) wurden die Verhältnisse $\frac{\Delta \alpha_i}{\Delta U_{Gi}}$ ermittelt.

Es zeigte sich, wie zu erwarten, daß diese Verhältnisse innerhalb der Schreiberbreite für jede Empfindlichkeit konstant waren. Für die einzelnen Kanäle ergaben sich die folgenden Werte.

$$\frac{\Delta \alpha_1}{\Delta U_{G_1}} = 1,4 (e_j = 50 \text{ mV}); 0,7 (100 \text{ mV}); 0,13 (500 \text{ mV})$$

$$\frac{\Delta \alpha_2}{\Delta U_{G_2}} = 2 (e_j = 50 \text{ mV}); 1 (100 \text{ mV}); 0,2 (500 \text{ mV})$$

$$\frac{\Delta \alpha_3}{\Delta U_{G_3}} = 1,4 (e_j = 50 \text{ mV}); 0,7 (100 \text{ mV}); 0,13 (500 \text{ mV})$$

5.4 Eich- und Demonstrationsmessungen

Bei den Eichmessungen und den Demonstrationsmessungen am Konvektionsmodell lag ein konstanter Sender-Empfänger-Abstand von ungefähr 2 m vor. Sender und Empfänger befanden sich im gleichen Raum. An Kanal 4 des Senders wurde wahlweise ein EKG-Kurzschlußstecker oder eine Simulationsapparatur für die Pulsfrequenz angeschlossen. Ein Wechsel der Energiequelle des Senders führte nicht zu unterschiedlichen Meßergebnissen.

5.4.1 Eichung der Absoluttemperatur

Die Temperatureibung erfolgt im Meßbereich des Kanal 3 von 35 bis 41 °C. Die zu eichenden Temperatursonden sind mit TB 1 und TB 2 gekennzeichnet. Eine Sonde befindet sich in einem Vergleichspunktthermostat (Trockenthermostat) dessen Temperatur mittels Skalentrieb eines Temperaturreglers (0 - 1000 Skt) auf 35 °C eingestellt wird. Die Temperatureinstellung des Vergleichspunktthermostaten erfolgt nach einer Eichkurve, die mit Hilfe eines Quecksilberthermometers (Anzeige-

genauigkeit $1/20$ °C) gewonnen wurde (Abb. 40). An der Gegenspannungseinheit ist UG_3 so zu verändern, daß

α_3 (35 °C) = 0 Skt. UG_3 (35 °C) = 105 Skt bei Schreiberempfindlichkeit 500 mV; UG_3 (35 °C) = 6 Skt bei Schreiberempfindlichkeit 100 mV.

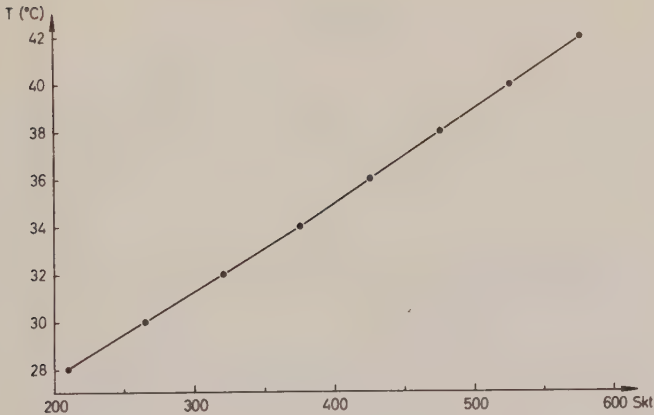


Abb. 40 Eichung des Vergleichspunktthermostaten.

T = Temperatur im Thermostat, Skt = Skalenteile am Potentiometer für die Temperatureinstellung.

Bei der Temperatureichung befand sich ein Durchblutungsmeßelement auf dem Wärmeleitkörper SF 10. Der Kanal 4 wurde am Eingang wahlweise kurzgeschlossen oder mit einem EKG-Simulator (80 Schläge/min) verbunden. Unterschiede wurden dabei nicht registriert. In Abbildung 41 wurde der Temperaturbereich 35 bis 40 °C mit Temperatursprüngen von 1 °C aufgezeichnet.

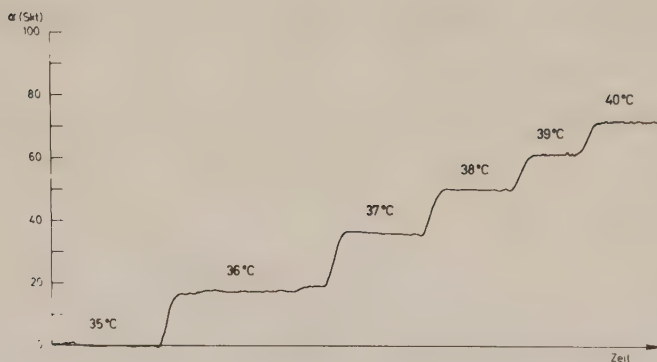


Abb. 41 Eichung der Absoluttemperatur (35 - 40 °C),
Schreiberempfindlichkeit 500 mV, TB 2.

Bei größerer Schreiberempfindlichkeit des Kanal 3 wurde in Abbildung 42 eine entsprechende Kurve mit Temperatursprüngen von je 0,2 °C im Temperaturbereich 35 - 36 °C gezeichnet.

Bemerkenswert an beiden Kurven ist, daß bei konstanten Temperatursprüngen der Zeigerausschlag $\Delta\alpha_3$ abnimmt, je größer die Temperaturen und die Werte a_3 (Kanalauswertung) werden. Man findet, daß ein Empfindlichkeitsoptimum für die Temperaturmessung vorliegt, wenn

$$2,5 > a_3 > 0.$$

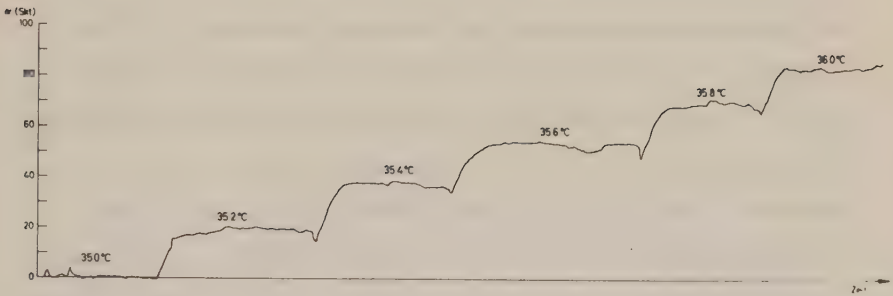


Abb. 42 Eichung der Absoluttemperatur (35 - 36 °C),
Schreiberempfindlichkeit 100 mV, TB 2.

Ein wichtiges Ergebnis der Temperatureichung ist, daß bei Änderung der Temperatur im Meßbereich 35 bis 40 °C die Ausgangsspannungen der übrigen Kanäle nicht beeinflußt werden.

Aus der Eichkurve (Abb. 41) erhält man an den Enden des Temperaturmeßbereiches folgende Empfindlichkeitswerte.

$$35 - 36 \text{ °C: } E_3 = \frac{\Delta \alpha_3}{\Delta T} = 17,5 \text{ Skt/°C, } (\alpha_3 = 0,2 \text{ bis } 1,2 \text{ Skt})$$

$$39 - 40 \text{ °C: } E_3 = \frac{\Delta \alpha_3}{\Delta T} = 10,5 \text{ Skt/°C, } (\alpha_3 = 3,8 \text{ bis } 4,1 \text{ Skt}).$$

5.4.2 Bestimmung der Thermistorwiderstandsgrenzen in Kanal 3

Ziel dieser Bestimmung ist, die Widerstandsgrenzen außerhalb des Bereiches $35 - 40^{\circ}\text{C}$ (s. 5.4.1) aufzufinden, bei denen keine Störungen in den übrigen Kanälen auftreten. Außerdem wurden für die Temperaturmeßsonden TB 1 und TB 2 die Zuordnungen Temperatur - Widerstand ermittelt, um den Simulationseinsatz Ohmscher Widerstände zu ermöglichen.

Gemessen wurde mit beiden Temperatursonden und beiden Anschlußmöglichkeiten für Kanal 4 (EKG-Simulation und EKG-Kurzschluß). Der Hautmeßfühler Imp B1 befand sich auf dem Wärmeleitkörper SF 10. Die Widerstandseinstellung am Kanal 3 erfolgte durch einen Rheostaten, der mit einem kurzen Leitungstück am Sender angeschlossen war. Folgende Widerstandsgrenzen wurden ermittelt.

Bei EKG-Simulation

untere Widerstandsgrenze: 980 Ohm,
obere Widerstandsgrenze: 1160 Ohm.

Bei EKG-Kurzschluß

untere Widerstandsgrenze: 1000 Ohm,
obere Widerstandsgrenze: 1165 Ohm.

Die Zuordnungen Temperatur - Widerstand ergaben sich in folgender Weise: Die Sonde wurde in einem Thermostat auf verschiedene Temperaturen im Bereich von $28 - 42^{\circ}\text{C}$ gebracht. Dabei wurde gleichzeitig mit Hilfe einer Thermistorenmeßbrücke der Widerstand gemessen. Es war darauf zu achten, daß

durch die Brückenspeisespannung keine zu hohen Zweigströme in den Thermistoren zustande kamen, um eine unzulässige Eigen-
erwärmung auszuschließen. Die Thermistorenmeßbrücke ist mit
einem Einstellpotentiometer bestückt, dessen Einstellung von
0 - 1000 Skt verläuft. Die Meßwiderstandszuordnung erfolgt
durch Anschluß eines einstellbaren Rheostaten. Abb. 43 zeigt
die Abhängigkeit des Skalenwertes vom Meßwiderstand.

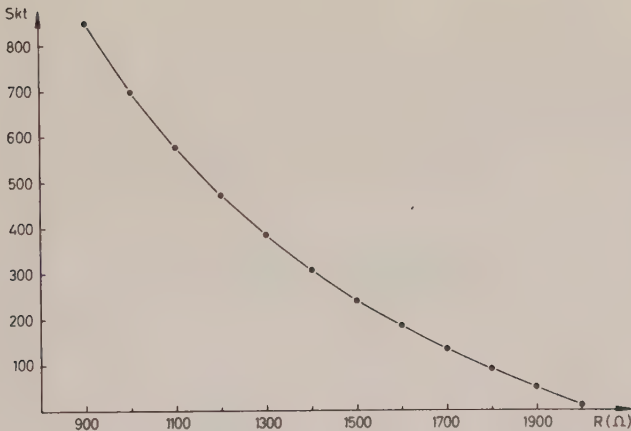


Abb. 43 Eichung der Thermistorenmeßbrücke (Nr.1).
Brückeneinstellung 37 °C, Eichwiderstand R an
Buchse "Sonde 1" (siehe Text).

Die Thermistorenmeßbrücke besitzt zwei Thermistoreneingänge,
die wahlweise mit einem (Temperaturmessung) oder mit zwei
Thermistoren (Temperaturdifferenzmessung) beschaltet werden
können. Die Eingänge sind mit "Sonde 1" und "Sonde 2" gekenn-

zeichnet. Durch Einstecken eines Messersteckers am Ende der Thermistorenzuleitung in eine Buchse (Thermistor- oder Widerstandszuschaltung) wird durch einen Klinkenmechanismus ein Thermistorersatzwiderstand ausgeschaltet.

Die Thermistorkennlinie ist relativ stark gekrümmt. Durch Parallelschaltung eines Ohmschen Widerstandes zum Thermistor, wobei der Ohmsche Widerstand den gleichen Wert wie der Thermistorwiderstand besitzt, erhält man eine neue Kennlinie, die über einen weiten Bereich linearisiert ist. Die Brückeneinstellung 37°C bedeutet dann, daß der Arbeitspunkt in die Mitte des linearisierten Kennlinienteils verlegt wird, wenn die Sonde TB 2 bei dieser Temperatur zugeschaltet wird. Abb. 44 zeigt die Zuordnung Temperatur - Thermistorwiderstand für die Meßsonde TB 2, die mit Hilfe der Eichkurve (Abb. 43) gewonnen wurde.

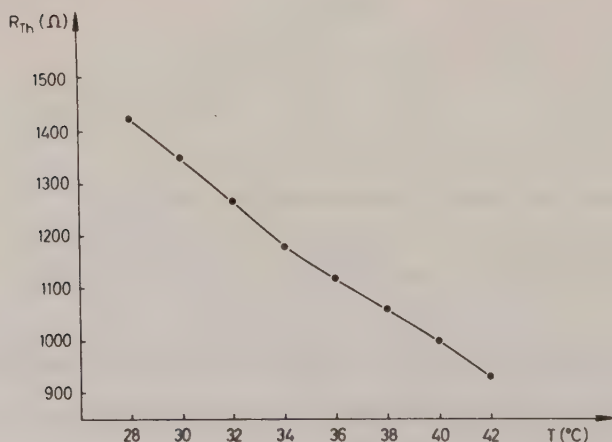


Abb. 44 Messung des Thermistorwiderstandes R_{Th} (Thermistor TB 2) bei verschiedenen Temperaturen.
 T = Temperatur im Vergleichspunktthermostat.

Aufgrund der in Abbildung 44 aufgezeichneten Meßergebnisse sind den oben ermittelten Widerstandswerten für die Sonde TB 2 folgende Temperaturwerte zugeordnet.

Bei EKG-Simulation: 980 Ohm entsprechen 40,5 °C,

1160 Ohm entsprechen 34,6 °C.

Bei EKG-Kurzschluß: 1000 Ohm entsprechen 40,0 °C,

1165 Ohm entsprechen 34,5 °C.

5.4.3 α - λ -Beziehung

Bei den nachfolgend beschriebenen Wärmeleitmessungen kam der Hautmeßfühler Imp B2 zum Einsatz. Als Beschwerer wurde ein Metallkörper mit der Masse 655 g verwendet. Mit nachstehen - den drei Wärmeleitkörpern wurde gemessen:

Wärmeleitkörper	Wärmeleitzahl $10^{-4} \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$	Höhe cm	Durchmesser cm
Pertinax	$\lambda = 9,26$	1	8
LAK 3	$= 14,44$	2	8
SF 10	$= 17,90$	1	8

Bei diesen Wärmeleitmessungen war die Registrierung der Absoluttemperatur von geringerem Interesse. Der Eingang von Kanal 3 wurde daher mit einem Widerstand $R = 1100$ Ohm belastet. Dem entspricht laut Meßkurve der Abbildung 44 eine Temperatur von ca. 36 °C. Kanal 4 des Senders war an die EKG-Simulationsapparaturs angeschlossen, die auf 80 Schläge pro Minute eingestellt war. Die Schreiberempfindlichkeit des Kanals 2 betrug

1 Volt, die der übrigen Schreiberkanäle 500 mV.

Am Sender kann mittels einer Schraube die Größe a_2 eingestellt werden. Wie aus der nachfolgenden Tabelle und Abbildung 45 zu ersehen ist, kann im a_2 -Bereich

$$0,5 < a_2 < 4,2$$

mit einem ungestörten λ -Meßverlauf gerechnet werden. Die Meßverläufe in den anderen Kanälen sind dabei ebenfalls einwandfrei, sofern die aufgenommenen Werte im angegebenen Bereich liegen. Außerhalb der a_2 -Grenzen ist ein störungsfreier λ -Meßverlauf nicht möglich.

Wärmeleitkörper	α_2 Skt	$\Delta\alpha_2$ Skt	$\Delta\lambda$	a_2	$E_2 = \frac{\Delta\alpha_2}{\Delta\lambda}$ Skt·cm·sec·°C·cal ⁻¹
SF 10	84,5			0,5	
LAK 3	66,0	18,5	3,46	2,0	$5,5 \cdot 10^4$
Pertinax	29,5	36,5	5,18	3,9	$7,0 \cdot 10^4$

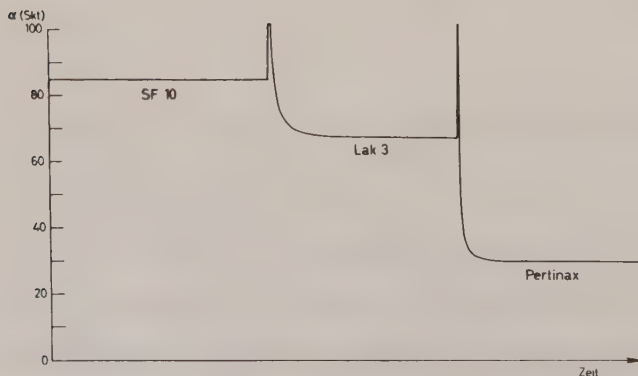


Abb. 45 α - λ -Beziehung zwischen den Wärmeleitkörpern SF 10, LAK 3 und Pertinax.

Der physiologische Schwankungsbereich der Haut- und Muskel - durchblutung beträgt als Wärmetransportzahl gemessen $13 - 16 \cdot 10^{-4} \text{ cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$. Im undurchbluteten Zustand (Drosse - lung) liegt der Wert der Wärmeleitzahl bei ca. $10 \cdot 10^{-4} \text{ cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$. Pertinax und SF 10 schließen diesen Bereich ein.

Aus den Tabellenwerten folgt als λ -Meßempfindlichkeit

$$E_2 = \frac{\Delta \alpha_2}{\Delta \lambda}$$

Für die beiden benachbarten Paare SF 10 - LAK 3 und LAK 3 - Pertinax

$$E_2 = 5,5 \cdot 10^4 \text{ Skt} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C} \cdot \text{cal}^{-1} \\ (\text{SF 10} - \text{LAK 3})$$

$$E_2 = 7,0 \cdot 10^4 \text{ Skt} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C} \cdot \text{cal}^{-1} \\ (\text{LAK 3} - \text{Pertinax}).$$

Dabei wurde am Sender bei Kontaktnahme des Hautmeßfühlers mit SF 10 $a_2 = 0,5$ eingestellt. Der a_2 -Wert für LAK 3 ist dann $a_2 = 2,0$ (s. Tabelle).

Eine genaue Analyse der λ -Meßempfindlichkeit zeigt, daß die Größe E_2 außer von der Wärmeleitzahl auch vom eingestellten a_2 -Wert abhängig ist,

$$E_2 = E_2 (\lambda, a_2).$$

Abbildung 46 zeigt die Meßempfindlichkeit E_2 als Funktion der Größe a_2 . Die einzelnen Kurvenzüge sind verschiedenen Paaren in der Wärmeleitzahl benachbarter Wärmeleitkörper zugeordnet. Dabei wurde der als Abszissenwert angegebene a_2 -Wert eingestellt, wenn der Wärmeleitkörper mit höherer Wärmeleitzahl kontaktiert wurde. Dann brachte man den Hautmeßfüh-

ler auf den anderen Wärmeleitkörper, was einen Ausschlag $\Delta \alpha_2$ zur Folge hatte. Der Ordinatenwert E_2 lautet dann

$$E_2 = \frac{\Delta \alpha_2}{\Delta \lambda},$$

wobei $\Delta \lambda$ als Differenz der Wärmeleitzahlen des Paares zu verstehen ist.

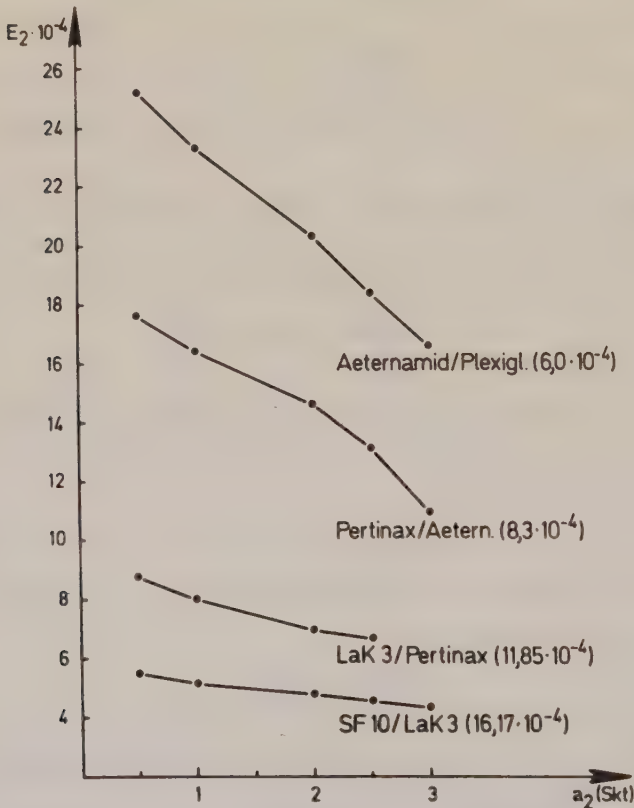


Abb. 46 λ - Meßempfindlichkeit $E_2 = E_2(\lambda, a_2)$.

Die Parameterwerte sind Mittelwerte der beiden Wärmeleitzahlen.

Die einzelnen Kurvenzüge der E_2 -Funktion sind bestimmten λ -Werten zugeordnet. Als Näherung kann der Mittelwert der beiden Wärmeleitzahlen eines Paares eingeführt werden.

Der E_2 -Kurvenzug des Paares LAK 3 - Pertinax umfaßt nur vier Meßpunkte. Der fünfte fiel dadurch aus, daß bei der Einstellung von $a_2 = 3$ mit dem λ -Sprung ein Wert $a_2 = 4,8$ gekoppelt und somit nach dem vorher gesagten eine genaue Messung nicht mehr möglich war.

Es besteht natürlich die Möglichkeit, zeitkonstante Wärme - transportzahlen λ als Funktion der Gegenspannung UG_2 zu registrieren, wenn hiermit $\alpha_2 = \text{const.}$ eingestellt wird. Die Abbildung 47 zeigt diese Abhängigkeit bei den Wärmeleitkörpern Pertinax, LAK 3 und SF 10.

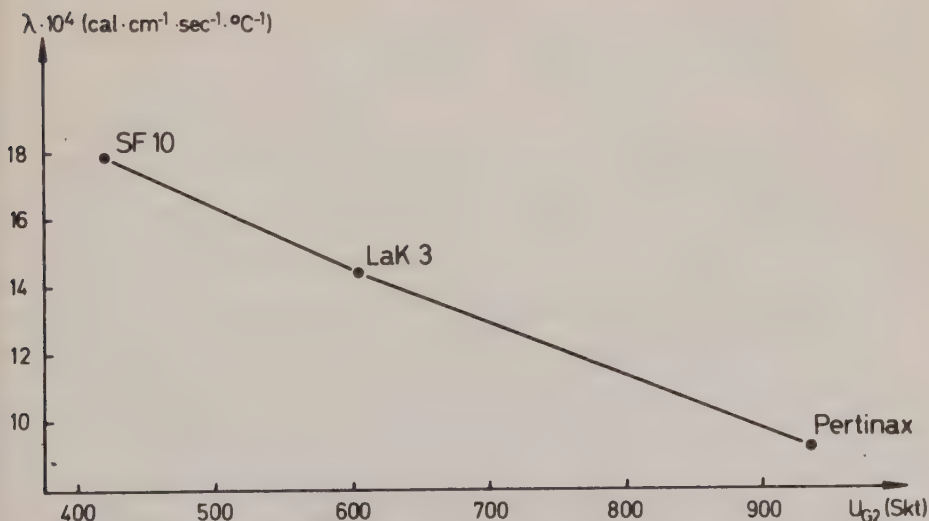


Abb. 47 λ - UG_2 -Abhängigkeit.
($\alpha_2 = 60$ Skt, a_2 [SF 10] = 0,5)

5.4.4 Messungen am Konvektionsmodell

Es wurde das gleiche Konvektionsmodell benutzt, das bei den impulsfluvographischen Messungen zum Einsatz kam. Es darf daher auf die Meßanordnung auf Seite 46 verwiesen werden.

Die Konvektionskurven der Abbildung 48 wurden mit dem Hautmeßfühler Imp B1 gewonnen, wobei sich der geheizte Sondenkörper A über dem wasserdurchflossenen PVC-Schlauch befand (s. Abb. 27 Seite 48). Die Schlauchlänge von der Kanülenspitze bis zum geheizten Sondenkörper betrug ca. 10 cm.

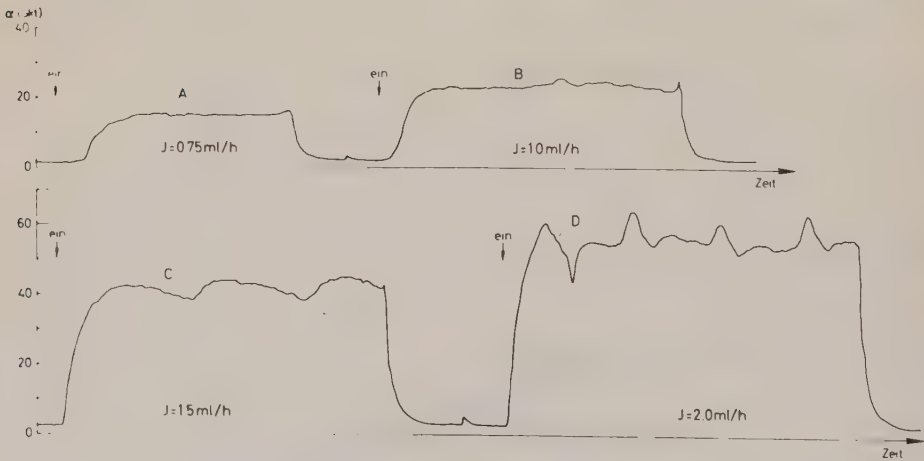


Abb. 48 Konvektionskurven bei vier verschiedenen Wasserstromstärken.

Folgende zusätzliche Einstellungen lagen vor.

Kanal 3 (Sender): $R = 1100 \text{ Ohm} = 36^\circ\text{C}$

Kanal 4 (Sender): kurzgeschlossen

$a_2 = 2,5 \text{ (J=0)}$

Schreiberempfindlichkeit: 500 mV (alle Kanäle)

Gegenspannungseinheit: $UG_1 = 358 \text{ Skt}$

$UG_2 = 480 \text{ Skt}$

$UG_3 = 600 \text{ Skt}$

Wasserstromstärken $J = 0,75 \text{ ml/h}$

$= 1,0 \text{ ml/h}$

$= 1,5 \text{ ml/h}$

$= 2,0 \text{ ml/h}$

Wassertemperatur $T_{H_2O} = 22^\circ\text{C}$.

In obiger Abbildung fallen die welligen Kurvenverläufe der Kurven C und D ($J = 1,5$ und $2,0 \text{ ml/h}$) auf. Auch Kurve D der Abbildung 28 zeigt diese Erscheinung. Die geringe rhythmische Aktion der Kolbenpumpe kann als Ursache hierfür angesehen werden. Die Anzeige dieser kleinen Flußschwankungen ist ein Beweis für die hohe Empfindlichkeit des impulsflu-vographischen Meßprinzips.

In nachfolgender Tabelle sind Wärmetransportzahländerung $\Delta \lambda$, Schreiberausschlag $\Delta \alpha_2$ und die zugehörigen Spannungswerte ΔU_M aufgeführt (vergl. Tabelle Seite 51). Dabei ist

$$\Delta U_M = \frac{e_i}{100} \cdot \Delta \alpha_2, \text{ wobei } \Delta \alpha_2 = \alpha_2(J \neq 0) - \alpha_2(J=0).$$

Die Meßwerte $\Delta \alpha_2$ liefern bei Kenntnis der Empfindlichkeit

E_2 gemäß

$$\Delta \lambda = \frac{1}{E_2} \cdot \Delta \alpha_2$$

die Änderung der Wärmetransportzahl (s. Tabelle). E_2 wurde ermittelt aus den Meßwerten der Abbildung 46 (Aeternamid/Plexiglas). E_2 (Aeternamid/Plexiglas) = $23,4 \cdot 10^4 \text{ Skt} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C} \cdot \text{cal}^{-1}$.

J	$\Delta \alpha_2$	UM	$\Delta \lambda$
ml/h	Skt	mV	$10^4 \cdot \text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
0,75	13	65	0,55
1,0	21	105	0,90
1,5	40	200	1,84
2,0	54	270	2,30

5.5 Telemetrische Durchblutungsmessungen an der Haut (Daumenkuppe)

5.5.1 Vorbereitende Maßnahmen

Im Gegensatz zu den impulsfluvographischen Durchblutungsregistrierungen konnte bei den telemetrischen Messungen nur ein Wärmeleitelement eingesetzt werden. Das Wärmeleitelement wurde in der auf Seite 56 beschriebenen Weise der Daumenkuppe aufgelegt. Zur Gewährleistung eines konstanten Auflagedruckes wurde eine Plexiglasmaske verwendet, die der Größe des Wärmeleitelementes angepaßt war. Über eine im zylindrischen Hohlraum der Maske angebrachte Spiralfeder wird der Hautmeßfühler mit konstanter Kraft auf den Meßort gepreßt. Die Kraft

der Feder beträgt bei eingelegtem Wärmeleitelement 40 pond. Daraus errechnet sich als Auflagedruck des Wärmeleitelementes

$$p = \frac{40 \text{ pond}}{1,326 \text{ cm}^2} = 30,16 \frac{\text{pond}}{\text{cm}^2} .$$

Die Fixierung der Plexiglasmaske auf der Haut erfolgt durch Kleberringe, wie sie für EKG-Klebeelektroden verwendet werden.

Bei allen Probandenmessungen kann die optimale a_2 -Einstellung an der betreffenden Senderschraube in Empfängernähe bei Sichtkontrolle des a_2 -Instrumentes vorgenommen werden. Eine Einstellung in Meßentfernung erwies sich als nicht notwendig, denn es wurde festgestellt, daß keine wesentliche a_2 -Änderung bei wachsendem Sender - Empfänger - Abstand erfolgt. Bei einem Startwert der Größe a_2 zwischen 1,0 und 2,0 ergaben sich für die fortlaufenden Durchblutungsmessungen keine Schwierigkeiten.

Beim Vergleich der impulsfluvographisch registrierten Kurven der Abbildungen 28 bis 38 mit den telemetrisch aufgenommenen ist zu beachten, daß die Papiergeschwindigkeiten beider Serien verschieden sind. Bei den Abbildungen 28 bis 38 beträgt diese 40 mm/min und bei den nun folgenden Abbildungen 1600 mm/h = 26,66 mm/min (außer Abb. 54).

In den Abbildungen der Abschnitte 5.5.2 a - e wird neben der Durchblutung (Kanal 2) im Kanal 1 die Sendertemperatur geschrieben. EKG-Eingangsspannung (Kanal 4) und Temperatur (Kanal 3) wurden simuliert. Unter 5.5.2 f kommen zusätzlich zu

den Kanälen 1 und 2 der Kanal 3 (Abb. 55) sowie Kanal 3 und Kanal 4 (Abb. 54) zur Darstellung.

Wenn nicht anders vermerkt, wurden die Versuche bei Temperaturen zwischen 21 und 23 °C durchgeführt.

5.5.2 Meßergebnisse

a) Natürliche Durchblutungsschwankungen

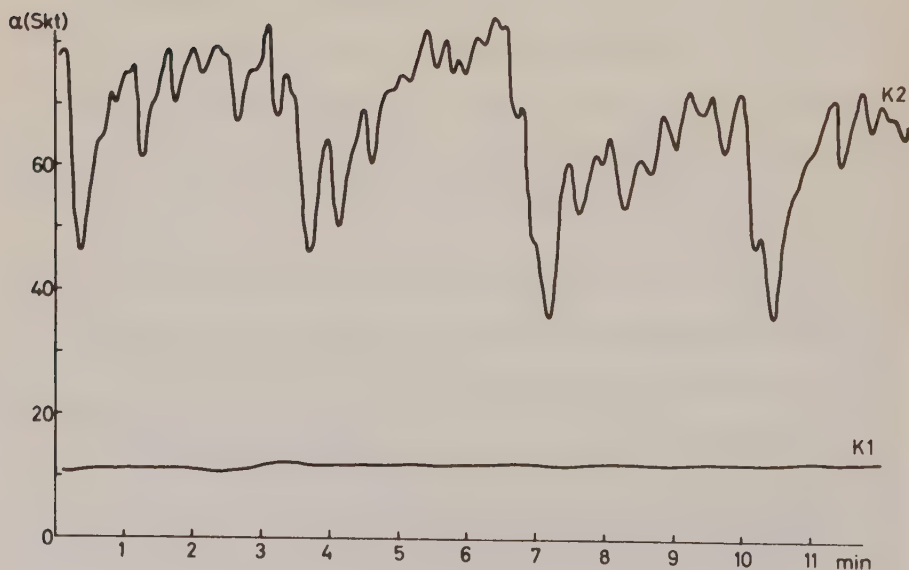


Abb. 49 Natürliche Durchblutungsschwankungen (K 2) und Sendertemperatur (K 1).

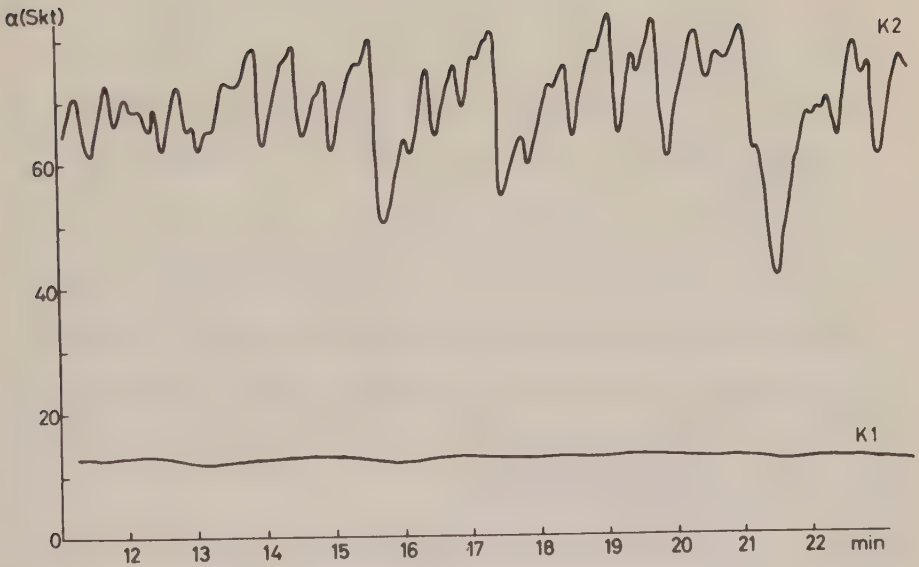


Abb. 49 (Fortsetzung)

Natürliche Durchblutungsschwankungen (K 2) und Sensortemperatur (K 1).

Schreiberempfindlichkeit: 500 mV, Wärmeleitelement: Imp B2, Energiequelle: Mallory-Zellen, Versuchsperson (VP): sitzt, Sender-Empfänger-Entfernung: ca. 10 m.

- Abbildung 49 zeigt einen sehr lebhaften Kurvenverlauf mit starken und kurzzeitigen Durchblutungsverminderungen, die mit einem Zeitabstand von 3,5 - 4,5 min wiederkehren. Die zwischen diesen markanten Durchblutungstälern auftretenden Schwankungen verlaufen mit einer Periodendauer in der Größenordnung von

0,5 - 1 min. Es ist nicht auszuschließen, daß die starken, kurzzeitigen Durchblutungsrückgänge im Zusammenhang mit dem Hypertonus der Versuchsperson (RR: 180/90 mm Hg) stehen. Man kann die intermittierend auftretende Vasokonstriktion als Antwort auf die hypertoniebedingten, starken Dehnungsreize im Bereich der Arteriolen auffassen (Bayliss-Effekt). Eine Deutung als Schutzmechanismus liegt nahe. Ähnlich wie bei der Lewis-Reaktion, wo ein lokaler Kältereiz am Finger nach einer bestimmten Zeit eine spontane Erwärmung bedingt, würde hier im Sinne des Bayliss-Effektes nach einem langen Dehnungsreiz eine kurzzeitige Vasokonstriktion hervorgerufen und damit für ein gewisses Funktionsgleichgewicht der Arteriolenmuskulatur gesorgt.

b) Durchblutungsverlauf bei Niveauänderung der Meßhand

In Abbildung 50 werden die vorher beschriebenen Besonderheiten des natürlichen Durchblutungsverlaufes vermißt, obwohl es sich um die gleiche Versuchsperson handelt und die Messung ebenfalls im Sitzen vorgenommen wurde.

Dem Anheben der Meßhand folgt ein deutlicher Abfall der Durchblutung, erklärbar durch Veränderungen des hydrostatischen Druckes und den dadurch bedingten Querschnittsverringerungen besonders im Venensystem des betreffenden Armes. Hervorzuheben ist der starke Amplitudenabfall der relativ schnellen Durchblutungsschwankungen. Das Senken der Meßhand führt zum langsamen Durchblutungsanstieg, später sogar zur Überschreitung des anfänglichen Durchblutungsniveaus.

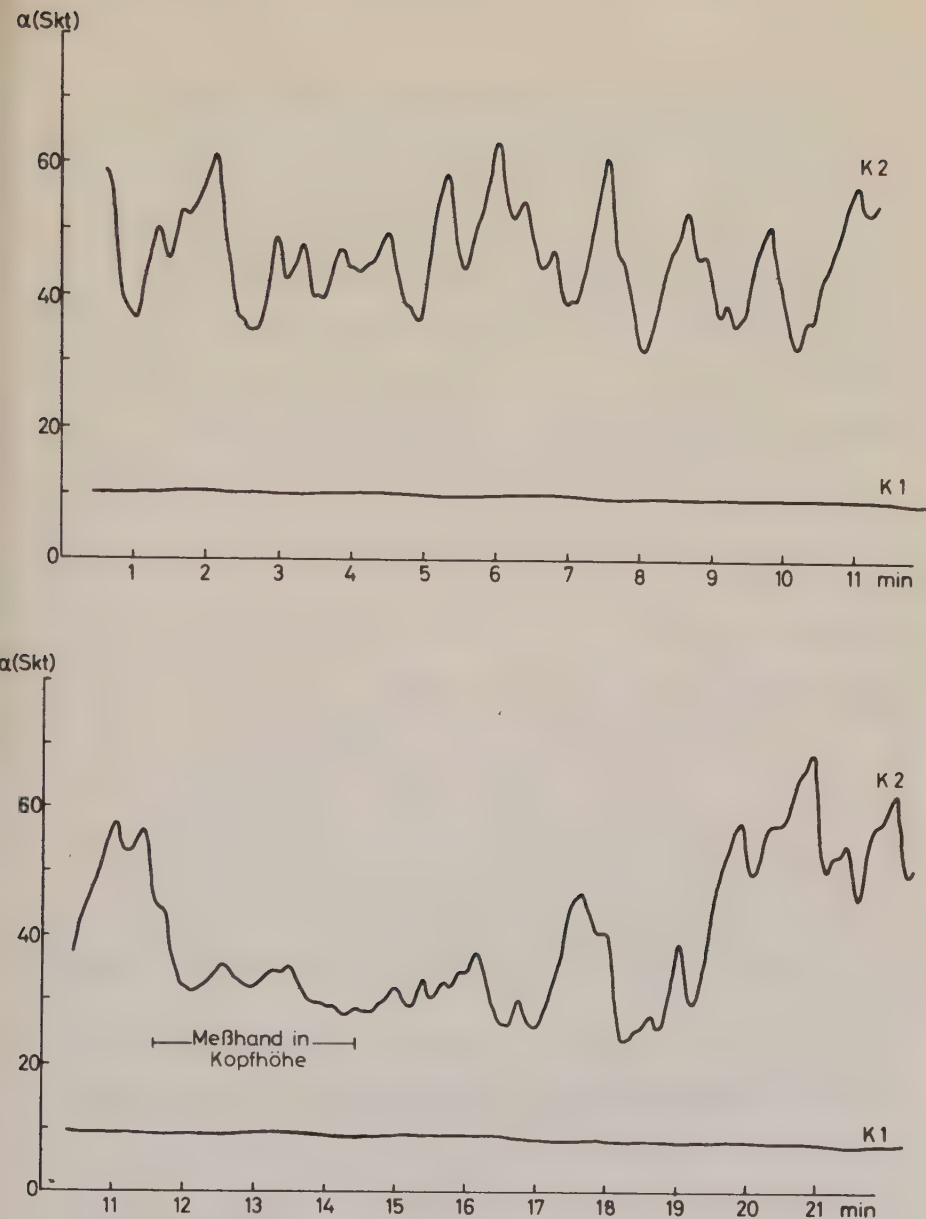


Abb. 50 Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).
Schreiberempfindlichkeit: 500 mV, Wärmeleitele-
ment: Imp B 2, Energiequelle: Nickel-Cadmium-Batte-

c) Durchblutungsänderung beim Lagewechsel Stehen - Sitzen -
Gehen und Gehen - Stehen

Die folgende Abbildung zeigt einen sehr deutlichen Durchblutungsrückgang beim Lagewechsel Sitzen - Gehen. Die Kurzfristigkeit dieses Rückganges mit anschließender starker Durchblutungserhöhung ist eine Folge davon, daß sich die Versuchsperson nach dem Aufstehen sofort in Bewegung gesetzt hat.

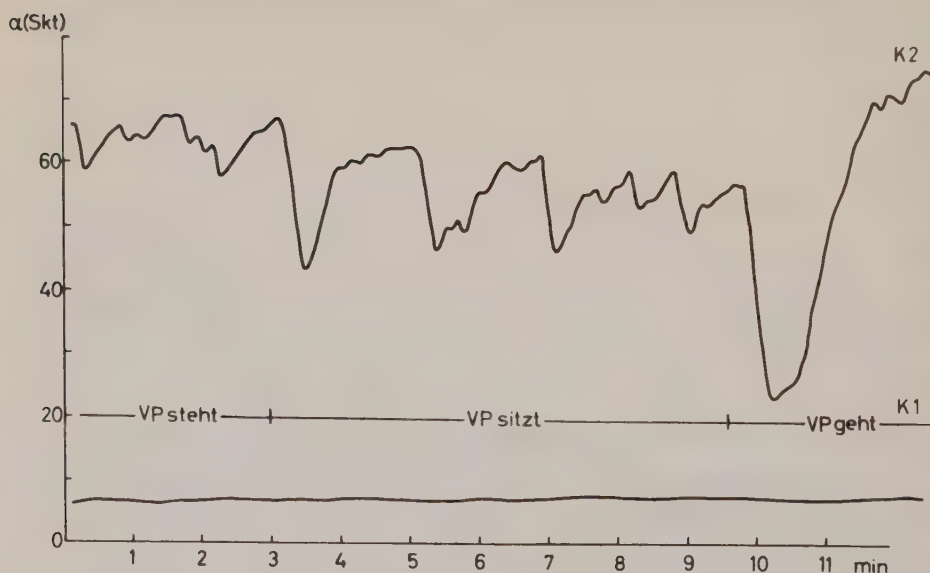


Abb. 51 Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).

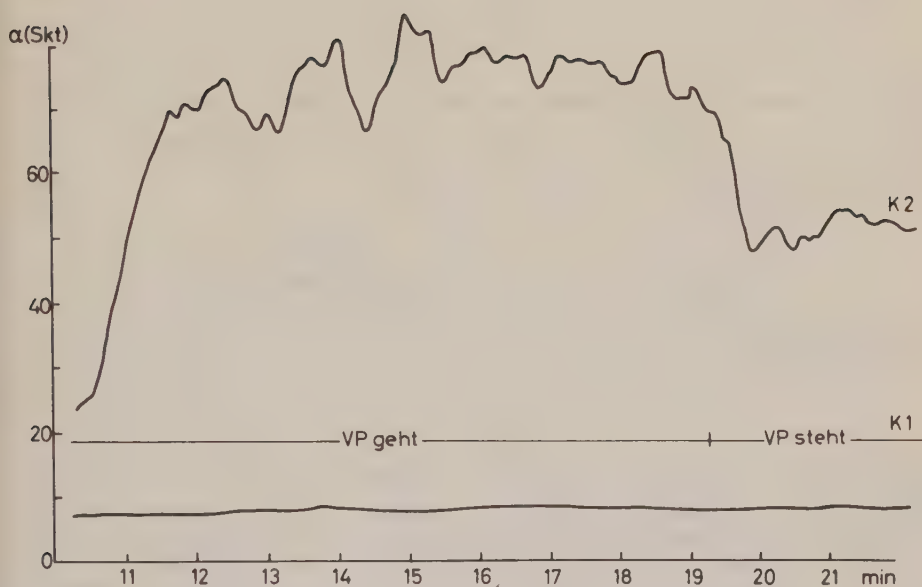


Abb. 51 (Fortsetzung)

Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).

Schreiberempfindlichkeit: 500 mV, Wärmeleitelement:

Imp B1, Energiequelle: Nickel-Cadmium-Batterie, VP:

sitzt, geht, steht. Sender-Empfänger-Entfernung:

10 - 30 m.

Im Gegensatz dazu wird bei längerem Stehen der ursprüngliche Durchblutungswert erst in ca. 5 Minuten wieder erreicht

(s. Abb. 32). Beim Gehen sorgen der erhöhte Muskeltonus und die als Muskelpumpe funktionierende Beinmuskulatur für einen zügigen Blutfluß aus den Beinvenen. Der verstärkte Bluttransport aus dem caudalen Venensystem nebst einer tieferen At -

mung führen zu einer größeren diastolischen Füllung. Damit müssen nach dem Starlingschen Gesetz Druck und Schlagvolu - men zunehmen, was sich in der deutlichen Erhöhung der Durchblutung gegenüber der der sitzenden Versuchsperson zeigt. Der umgekehrte Vorgang ist beim anschließenden Lagewechsel Gehen - Stehen aufgezeichnet.

d) Durchblutungsverlauf bei Kältereiz und verschiedenen Ventilationsbedingungen

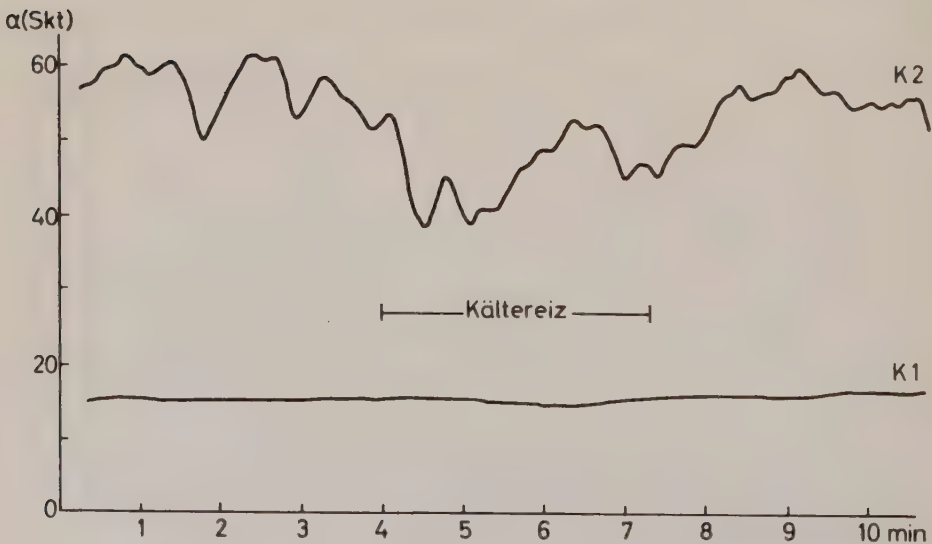


Abb. 52 Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).

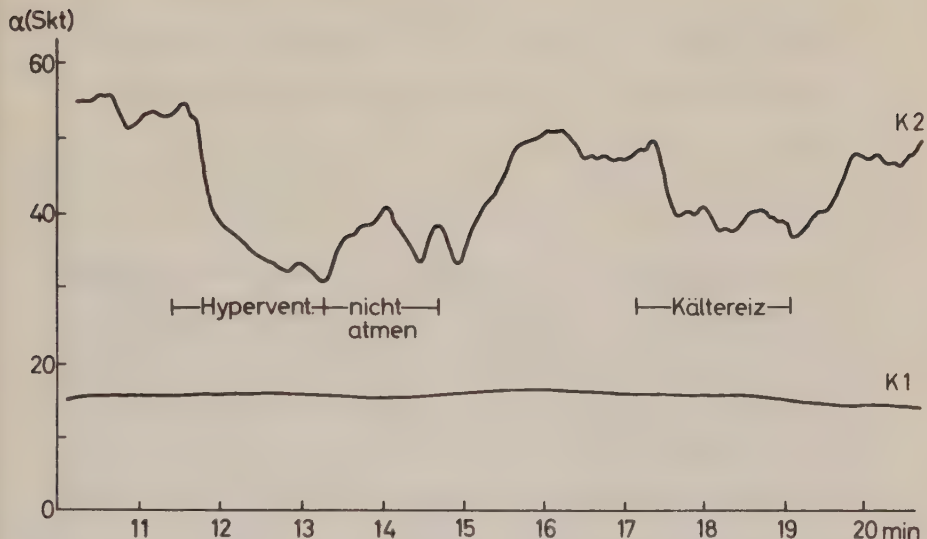


Abb. 52 (Fortsetzung)

Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).

Schreiberempfindlichkeit: 500 mV, Wärmeleitelement:

Imp B 1, Energiequelle: Nickel-Cadmium-Batterie,

VP: steht, Sender-Empfänger-Entfernung: ca. 10 m,

Meßort: rechte Daumenkuppe, Reizort: linke Hand.

Der Kältereiz wurde herbeigeführt durch Eintauchen der linken Hand in ein Wasserbad von 12-15 °C Temperatur. Der registrierte Kurvenverlauf zeigt somit eine konsensuelle Reaktion, vergleichbar mit der entsprechenden Kurve der Abbildung 34. Die in der Abb. 52 aufgezeichneten zwei Kältereizreaktionen zeigen deutlich, wie bei längerer Reizdauer die

Durchblutung der konsensuell reagierenden Hautgefäße wieder ansteigt, bevor die Reizsituation aufgehoben wird. Es ist auffallend, daß nach dem Kältereiz die Schwankungen trotz normaler Durchblutungshöhe reduziert sind.

Die willkürliche Hyperventilation des Probanden dauert ca. 2 Minuten an. Während dieser Zeitspanne erfolgt ein schneller Durchblutungsabfall (s. auch Abb. 37). Die sich anschließende Atempause ist gekennzeichnet durch einen leichten Anstieg der Durchblutung. Es fällt auf, daß bei anschließender Atmung ein kurzzeitiger Durchblutungsrückgang zu beobachten ist (s. auch Abb. 38). Die initiale Hyperventilation, die nach jeder längeren Atempause auftritt, kann als Ursache hierfür gelten. Danach steigt die Durchblutung steil an und erreicht schon bald das Niveau bei normaler Ventilation.

e) Durchblungsverlauf bei Oberarmdrosselung

Die Abbildung 53 zeigt zwei Kurven, die nach Durchblutungs-drosselung im rechten Oberarm durch eine Luftmanschette entstanden sind. Das Wärmeleitelement war auf die Daumenkuppe der rechten Hand aufgelegt. Die verschiedenen Okklusionsdrucke (180 und 140 mm Hg) haben insofern eine Bedeutung, als die Versuchsperson Hypertoniker war (RR: 180/90 mm Hg). So zeigt sich bei der mit einem Okklusionsdruck von 140 mm Hg entstandenen Kurve deutlich die unvollständige arterielle Drosselung durch eine leicht ansteigende Durchblutung während der Stauzeit. Im Vergleich mit den Abbildungen 35 und 36 fallen hier die überschießenden Reaktionen nach Beendigung der Drosselung auf, die als eine Folge des arteriellen Hochdruckes gesehen werden können.

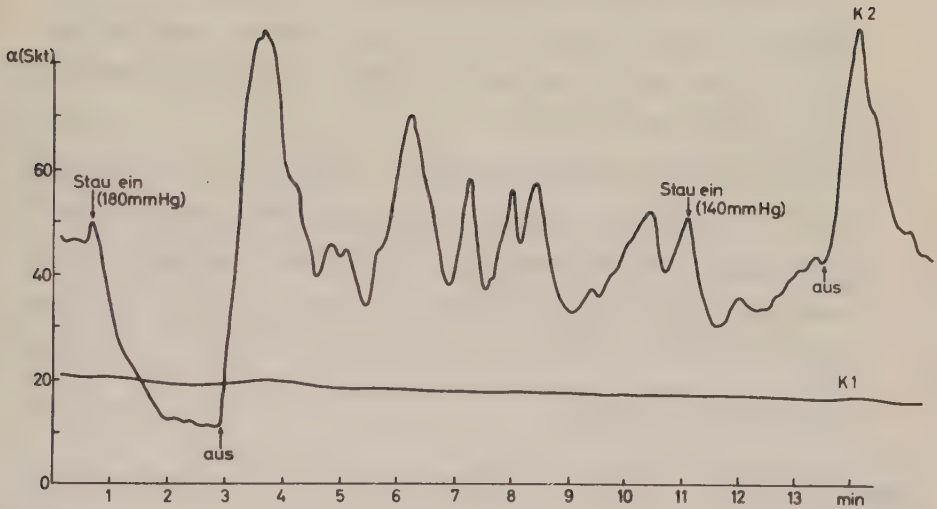


Abb. 53 Durchblutung (K 2) und Sendertemperatur (K 1).
Schreiberempfindlichkeit: 500 mV, Wärmeleitelement: Imp B 1, Energiequelle: Nickel-Cadmium-Batterie, VP: sitzt, Sender-Empfänger-Entfernung: ca. 50 m, Meßort: rechte Daumenkuppe, Ort der Drosselung: rechter Oberarm.

f) Simultanregistrierung einiger Kanäle

In diesem Abschnitt kommen die Kanäle 3 und 4 zur Darstellung, die in den Abbildungen 49 bis 53 lediglich simuliert worden sind. Mittels des Kanal 3 wird in den Abb. 54 und 55 die Hauttemperatur am Meßort der Durchblutung, der Daumenkuppe, re -

gistriert. Dazu wurde die Temperatursonde TB1 in Achsenrichtung des Daumens, so nahe wie möglich proximal vom Hautmeßfühler mit Klebeband befestigt. Wegen der geringen Ausdehnung des Temperaturfeldes ist nicht zu erwarten, daß die dem Hautmeßfühler relativ benachbarte Temperatursonde dieses bzw. dessen Änderungen erfaßt.

Da die zu erwartende Hauttemperatur unterhalb des Meßbereichs des Kanal 3 lag ($35 - 41^{\circ}\text{C}$), wurde durch Parallelschaltung eines $10\text{ K}\Omega$ -Potentiometers der Meßbereich erweitert. Temperaturmeßbereiche von ca. 6°C Breite können nun, je nach Po-

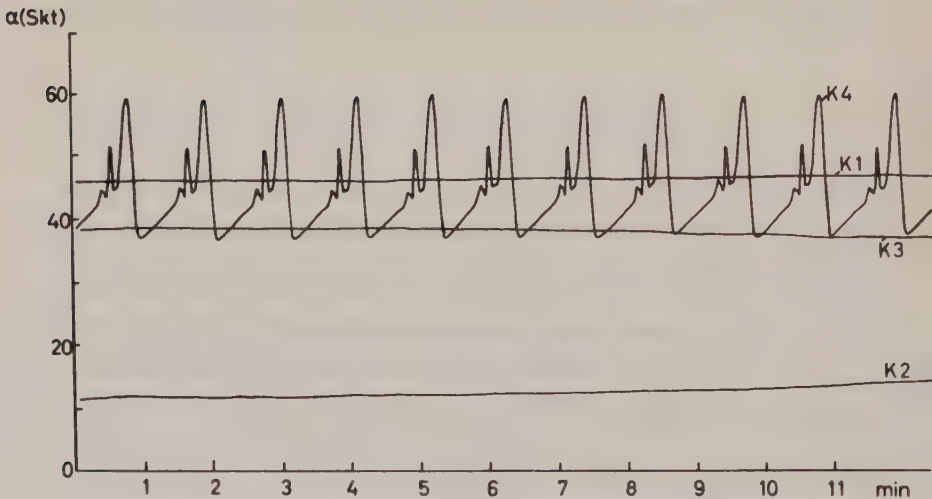


Abb. 54 Telemetrische Darstellung des Brustwand-EKG.

tentiometerwert, zwischen 22 und 50 °C eingestellt werden.

Abbildung 54 zeigt die Darstellung des Brustwand-EKG (Kanal 4), sowie Kanal 1, 2 und 3. Letztere erscheinen infolge der geringeren Zeitabhängigkeit bei der erhöhten Papiergeschwindigkeit (1600 mm/min) nahezu als Geraden.

Abbildung 55 veranschaulicht das Durchblutungs- und Temperaturverhalten der Daumenkuppe bei zwei Hyperventilationsversuchen. Es fällt auf, daß beide Kurven relativ synchron verlaufen. Die Temperatursenkung nach Hyperventilation ist

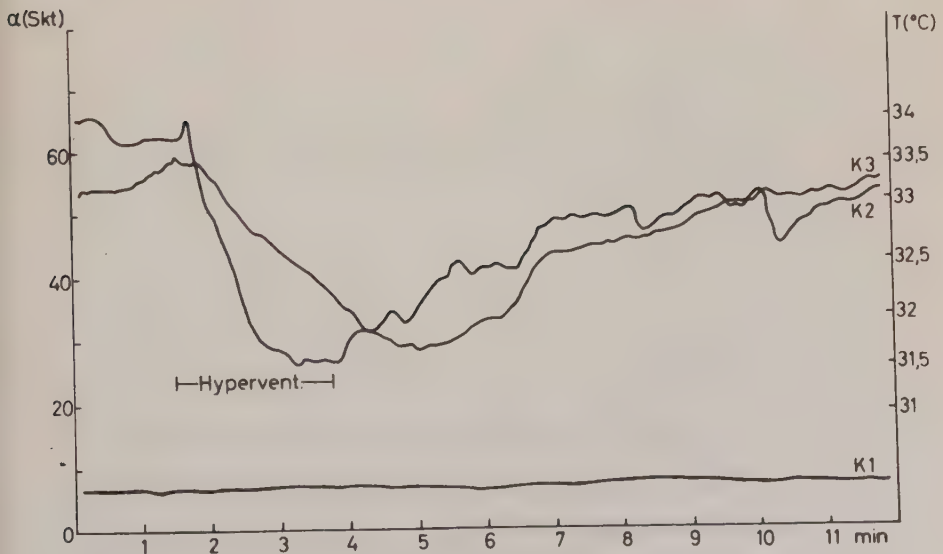


Abb. 55 Durchblutungs- (K 2) und Temperaturverlauf (K 3)

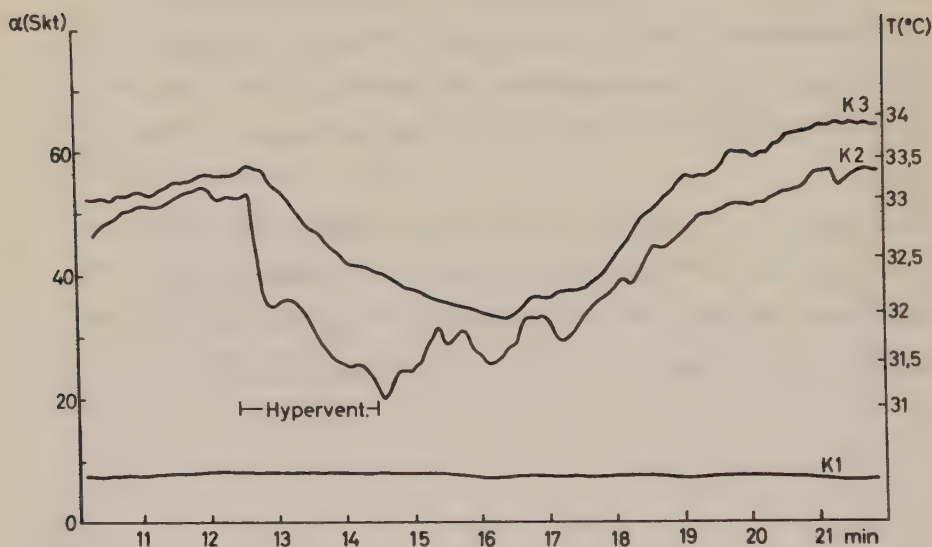


Abb. 55 (Fortsetzung)

Durchblutungs- (K 2) und Temperaturverlauf (K 3)
bei Hyperventilation.

als Folge der peripheren Vasokonstriktion und der damit verbundenen Verminderung der Blutfülle im Daumen zu verstehen. wie insbesondere der erste Teil der Abbildung zeigt, steigt die Durchblutung sofort nach Beendigung der Hyperventilation an, während die Temperatur noch für einige Zeit erniedrigt bleibt. Im Gegensatz dazu wird bemerkt, daß beim Einsetzen der Hyperventilation Temperatur und Durchblutung fast gleichzeitig abfallen.

6. Diskussion

Die impulsfluvographische Meßmethode, die auch die Grundlage der telemetrischen Durchblutungsmessung darstellt, besitzt bei der Registrierung zeitlich schnell wechselnder Durchblutungen gegenüber dem fluvographischen Verfahren einige Vorteile.

Außerdem fällt die thermische Gegenkopplung beim impulsfluvographischen Verfahren relativ geringer aus (Priebe 1972). Bei der fluvographischen Durchblutungsmessung entsteht im Gewebe ein Temperaturfeld, das sich wegen der konstanten Heizleistung bei Variation der Durchblutung in allen Ortswerten ändert. Wegen der nicht geringen Wärmekapazität des Gewebes wird die Feldumstellung und damit die MeßwertEinstellung mit beträchtlicher Verzögerung stattfinden.

Bei der impulsfluvographischen Methode ändert sich das Temperaturfeld im Gewebe bei Wechsel der Konvektion zwar auch. Da die Zentraltemperatur im Feld (geheizter Elementkörper) aber konstant bleibt, fällt die Feldänderung im Gewebe auch nur gering aus. Das hat einmal eine schnellere MeßAnzeige (Heizimpulsfrequenz) zur Folge. Zum anderen wird dadurch aber auch die thermische Gegenkopplung reduziert. Diese kommt dadurch zustande, daß z.B. eine Durchblutungserniedrigung die Übertemperatur im Gewebe steigen läßt. Erhöhung der Blutviskosität und Erweiterung der kapillaren Querschnitte sind die Folge und damit eine Durchblutungserhöhung, die also der initialen Änderung entgegenwirkt. Je geringer demnach die Temperaturänderungen im Gewebe als Folge von Durchblutungsschwankungen sind, um so weniger fällt die thermische Gegen-

kopplung ins Gewicht.

Die in den Abbildungen 31 (impulsfluvographisch) und 49 (telemetrisch) aufgezeichneten natürlichen Durchblutungsschwankungen sind Ausdruck von Änderungen des arteriolen Gefäßtonus, die zentralnervöser oder lokaler Natur sein können. Als Rhythmen lassen sich die sogenannten α -Wellen (10-sec-Rhythmus) als schnelle Durchblutungsänderungen und die β -Wellen (0,5 bis 2 min-Rhythmus) als die ausgeprägtesten Grundschwingungen ausmachen (Golenhofen 1971). Darüber hinaus zeigt Abbildung 49 kurzzeitige Durchblutungsverminderungen, die im Rhythmus von 3,5 - 4,5 Minuten auftreten.

Nach Hensel (1974) tritt im intakten Kreislauf eine Eigenrhythmik der Hautgefäße oder ein lokal-nutritiver Blutbedarf zurück gegenüber periodischen Tonusschwankungen, die vom Vasomotorenzentrum hervorgerufen werden. Dafür spricht einmal die vollkommene Synchronizität der Durchblutungsverläufe in beiden Daumenkuppen (Abb. 31). Zum anderen wurde festgestellt, daß synchrone Rhythmen, zum Teil gegensinniger Natur als Ausdruck einer kompensatorischen Gefäßdynamik, an verschiedenen Körperstellen bestehen (Burton u. Taylor 1940, Hensel 1952 und 1974).

Die überwiegend zentralnervöse Steuerung der natürlichen Durchblutungsschwankungen der Acren im gesunden Kreislauf schließt nicht aus, daß eine hypertonische Kreislauftsituation (Abb. 49) lokale Mechanismen der Tonusänderung in den Arteriolen bedingt, z.B. im Sinne des Bayliss-Effektes. Daß bei Hypertonikern meßbare Änderungen in der terminalen Strombahn

vorkommen, zeigten Landau und Davis (1957), die bei Hypertonikern sehr häufig eine Erhöhung des Kapillardruckes (über 45 mm Hg) sowie eine starke Verdünnung der einzelnen Kapillarschlingen am Nagelwall und der Conjunktiva bulbi fanden. Bei einer kapillarmikroskopischen Prüfung der Funktion der Arteriolen am Nagelwall fand Greisman (1952) eine deutliche Steigerung der Adrenalinempfindlichkeit dieser Gefäße, abgelesen an der Strömungsunterbrechung in den Kapillaren. Hypertoniebedingte Durchblutungsveränderungen könnten sich in den starken und kurzzeitigen Durchblutungsverminderungen der Abbildung 49 zeigen, die im Abstand von 3,5 - 4,5 Minuten aufeinander folgen. Man kann sie als myogene Reaktion der Arteriolen auf die erhöhte Gefäßdehnung deuten (Bayliss-Effekt). Als Sinn dieser Reaktion kann an einen Schutzmechanismus der Arteriolenmuskulatur gedacht werden, ähmlich der Lewis-Reaktion als Schutz vor Unterkühlung der Finger.

Die Abbildungen 33, 34 und 52 zeigen konsensuelle Reaktionen nach Kältereizen. Der Mechanismus dieses Vorganges ist noch nicht eindeutig geklärt. Sicher scheint zu sein, daß bei dieser Art von Temperaturreizen die Thermo-rezeptoren den größten Anteil an der Auslösung der konsensuellen Gefäßreaktionen haben (Hensel 1952).

Unterschiedlich stark ausfallende konsensuelle Reaktionen bei nahezu gleich großen physikalischen Reizen lassen sich damit erklären, daß alle thermisch ausgelösten Gefäßreaktionen stark von der thermoregulatorischen Gesamtlage der jeweiligen Versuchsperson abhängen (Hensel 1952).

In den Abbildungen 35 und 36 wird bei arterieller Drosselung im Oberarm ein Durchblutungsrückgang auch in den Daumenkuppen der anderen Körperhälfte registriert. Das gleiche Ergebnis erhielten auch Goetz (1935) und Roddie (1951) mittels Plethysmographie. Letzterer beobachtete keine derartige konsensuelle Reaktion, wenn die Versuche bei starker Durchblutung gemacht wurden.

Aschoff (1944) stellte fest, daß beim Abklemmen eines Oberarmes mit einer Luftmanschette der Blutdruck deutlich ansteigt. Das läßt an die Möglichkeit einer myogenen Ursache dieser konsensuellen Reaktion denken: Durch Blutdruckanstieg wird ein Dehnungsreiz in den Arteriolen der anderen Hand hervorgerufen, dessen Folge eine Vasokonstriktion ist (Bayliss-Effekt).

Abb. 35 zeigt besonders deutlich, daß nach Beendigung des Staus die Durchblutung in der Daumenkuppe der anderen Hand kurzzeitig abfällt. Es kann hier an eine kompensatorische Maßnahme zur Wiederherstellung normaler Blutdruckverhältnisse gedacht werden. Aschoff (1944) gab diese Erklärung nach Registrierung einer Vasokonstriktion der Fingerendglieder (mittels Temperaturmessung mit Thermoadeln) nach Lösung der Kompression beider Oberschenkel.

Der Durchblutungsanstieg nach Beendigung der arteriellen Drosselung kann als eine reaktive Hyperämie infolge einer myogenen Reaktion gesehen werden. Durch den fehlenden Dehnungsreiz während des Staus ist der Gefäßtonus vermindert und es erfolgt nach Lösung der Staumanschette ein massiver Bluteinstrom in die weitgestellten Arteriolen (Hensel 1974).

Dieser überschießende Bluteinstrom ist besonders auffällig in Abb. 53. Es scheint, daß die Gefäßmuskulatur der hypertonen VP extremer reagiert als die der normotonen Pro - banden der übrigen Abbildungen. Der Bluteinstrom nach Stau - lösung scheint größer zu sein als in den Abbildungen 35 und 36, aber er ist auch kurzzeitiger. Das könnte bedeuten, daß er als ein starker Dehnungsreiz wirksam ist und wiederum eine Reaktion im Sinne des Bayliss-Effektes hervorruft, welche eine kurzzeitige Durchblutungsverminderung zur Folge hat.

Die Senkung der CO_2 -Spannung durch Hyperventila - tion führt zur Hemmung des Vasomotorenzentrums. Zum Teil über direkten Einfluß auf das Zentrum, zum Teil über die Wirkung der Carotis- und Aorten-Chemorezeptoren. Daneben ist der direkte Einfluß der CO_2 -Spannung auf die Hautgefäße nicht zu vernachlässigen. So ist z.B. die direkte dilatatorische Wirkung von CO_2 in den Hautgefäßen sehr ausgeprägt (Ganong 1971). - Die Abbildungen 37, 38, 52 und 55 zeigen den signifikanten Rückgang der Durchblutung in den Daumenkuppen bei starker Hyperventilation. Die Vasokonstriktion nach Hyperventilation ist ein dominierender Mechanismus, denn er kann auch bei stark dilatatorischer Einstellung der Peripherie ausgelöst werden. Z.B. in der Aufheizungsphase eines Fingers nach einem Eiswasserbad (Aschoff 1944, Temperaturmessung mittels Thermo-nadeln). Nach Hille (1965) sind die Gefäßreaktionen nach Hyperventilation durch Adrenalinausschüttung bedingt. Denn Vorbehandlung mit dem α -Rezeptoren-Blocker Regitin schwächt in ganz typischer Weise die konstriktorische Gefäßreaktion der Haut nach Hyperventilation ab und verstärkt die

dilatatorische Wirkung. Die Ausschüttung von Adrenalin könnte man sich vorstellen als Reaktion des Vasomotorenzentrums (Stimulation der Nebenniere) auf die dilatierende und damit blutdrucksenkende Wirkung der Hyperventilation.

Die aus den Abbildungen 38 und 55 ersichtliche Abnahme der Durchblutungsschwankungen während der Hyperventilation wird generell bei Einwirkungen beobachtet, die eine stark einseitige Tendenz der Vasomotorik bedingen (Hensel 1974).

Nach Beendigung der Atempause wird eine kurze Durchblutungs-erniedrigung registriert (Abb. 37, 38 und 52). Es wurde als Ursache eine Hypokapnie angenommen, die durch die starke hyperventilatorische Atmung nach der Atempause entsteht. Matt-
hes (1951) berichtet, daß jeder tiefe Atemzug von einer re-
flektoischen Vasokonstriktion begleitet sein kann, während bei gewöhnlicher Atmung derartige Reflexe nicht nachweisbar sind. Als Ursache wird ein durch das Vasomotorenzentrum vermittelter gefäßverengender Reflex angenommen. Die Beobach-
tung, daß eine tiefe willkürliche Inspiration regelmäßig eine plethysmographisch nachweisbare Volumenabnahme an den norma-
len Extremitäten hervorruft, machten zahlreiche andere Auto-
ren am Finger, an der Hand, am Unterarm, Unterschenkel, Fuß und an den Zehen (Thron 1960). Thron (1960) vermutet, daß die Ursache vor allem in einer aktiven Konstriktion der Haut-
gefäße zu suchen ist, der arteriolen Widerstandsgefäße als auch der kapazitiven venösen Gefäßabschnitte.

Der Durchblutungsrückgang bei der Lageveränderung Sitzen -
Stehen (Abb. 32) bzw. Sitzen - Gehen (Abb. 51) erklärt sich

aus den hydrostatisch bedingten Veränderungen im caudalen Gefäßsystem und den daraus folgenden Regulationsmechanismen des Körpers. Beim Aufstehen fangen die Venenklappen nur initial die hydrostatische Belastung ab. Über den arteriellen Einstrom werden sie von unten nach oben aufgedrückt. Der hohe Venendruck bedeutet eine Zunahme des Transmuraldruckes. Daraus resultiert eine erhöhte venöse Kapazität und eine vermehrte Blutfüllung. Bei Kreislaufgesunden versacken beim Aufstehen aus horizontaler Lage ca. 200 ml Blut in die Beine, es können aber Maximalwerte von 500 ml erreicht werden (Rieckert 1972). Die beschriebenen Vorgänge bedingen, daß beim Aufstehen das venöse Angebot des rechten Herzen abnimmt. Es kommt zur Verkleinerung der diastolischen Füllung und Abnahme des Schlagvolumens. Die Regulationsmechanismen in dieser Situation bestehen in einer kurzen Steigerung der Herzfrequenz, die danach mit Steigerung des peripheren Widerstandes durch Anstieg des Sympathikustonus abfällt (Rieckert 1972). Dieser Sympathikustonus tritt nach dem Aufstehen mit meßbarer Katecholaminausscheidung auf (Hintze 1966; Messungen an Kindern bis 9 Jahre, gemessen wurde der Anstieg der Katecholaminausscheidung nach Lagewechsel im Harn). Die erhöhte Katecholaminausscheidung führt zu einer Änderung des peripheren Widerstandes und Zunahme der Herzkraft sowie der Druckanstiegsgeschwindigkeit. Die Folge ist eine Kreislaufstabilisierung unter orthostatischer Belastung (Kutscha 1960), so daß sich bei längerem Stehen ein steady state einstellt, der in Abb. 32 nach ca. 5 min erreicht ist. Dazu dürfte auch der Mechanismus des Bayliss-Effektes beitragen, der die passive

Erweiterung der caudalen Venen in der Orthostase mit einer Kontraktion beantwortet (Rieckert 1972).

Die Durchblutungsverminderung in den Daumenkuppen fällt kürzer aus, wenn die VP einen Lagewechsel Sitzen - Gehen vollzieht. Das zeigt deutlich die Abb. 51. Der nur kurze Rückgang der Durchblutung von 30 bis 40 sec Dauer ist darauf zurückzuführen, daß der Mechanismus der Beinmuskelpumpe das beim Aufstehen in den caudalen Venen versackende Blut herzwärts befördert. Die Muskelpumpe arbeitet nach einem Druck-Saugsystem, wobei die Venenklappen als Gleichrichter die Strömungsrichtung bestimmen. Sie kann einen Druck von über 100 mm Hg mühelos überwinden (Rieckert 1970). Auch der mechanische Einfluß der Atmung (Senkung des zentralen Venendruckes in der Inspirationsphase durch Vergrößerung des thorakalen Unterdruckes) und ein erhöhter Venentonus (Rieckert 1972) dürften im Gehen dafür sorgen, daß die oben genannten Regulationsmechanismen zumindest nicht in vollem Umfang ausgelöst werden müssen.

Der Durchblutungsrückgang in Abb. 50 ist das Ergebnis einer Verminderung des transmuralen Druckes der Handgefäße durch Anheben der Meßhand über Herzhöhe. Auch eine deutliche Abnahme der Durchblutungsschwankungen wird registriert, die wahrscheinlich auf das gleichzeitige Absinken des arteriovenösen Druckgefälles zurückzuführen ist (Golenhofen 1971).

7. Zusammenfassung

Die theoretische und experimentelle Darstellung der impulsfluvographischen Meßmethode bei konduktivem Wärmetransport stand am Anfang der Untersuchungen. Mit 2 Impulsfluvographen und 2 Hautmeßfühlern wurde das Verhältnis der Meßgrößen γ (Heizimpulsfrequenz) und U_M (Meßspannung) zur Bestimmungsgröße λ (Wärmeleitfähigkeit) auf 6 Wärmeleitkörpern ermittelt. Daran anschließende Messungen an einem Konvektionsmodell veranschaulichen verschiedene Reaktionen der impulsfluvographischen Meßapparatur auf Änderungen des Konvektionsfeldes unter dem geheizten und ungeheizten Elementkörper des Hautmeßfühlers. Die Ergebnisse werden gedeutet.

Eine wesentliche Aufgabe war die impulsfluvographische Registrierung der Hautdurchblutung (Daumenkuppen) an Probanden in verschiedenen physiologischen Reizsituationen. Neben natürlichen Durchblutungsschwankungen wurden Durchblutungsverläufe nach Lageänderung der Versuchsperson, arterieller Drosselung am Oberarm, Kältereizung und variierenden Ventilationsbedingungen aufgezeichnet. Diese Registrierungen konnten simultan an beiden Daumenkuppen vorgenommen werden.

Die nach dem impulsfluvographischen Prinzip arbeitende telemetrische Anlage mit Sender, Empfänger, Wärmeleitelement und Schreiber wird vorgestellt und die optimale Einstellung jedes Gerätes ermittelt. Anschließend Eichmessungen werden für Kanal 3 des Senders (Temperatur) und zur Ermittlung der λ -Meßempfindlichkeit (Kanal 2) vorgenommen.

Die telemetrischen Durchblutungsmessungen konnten nur an einer Daumenkuppe der Versuchspersonen registriert werden. Aufgezeichnet wurden Durchblutungsverläufe bei ähnlichen Versuchsbedingungen wie im impulsfluvographischen Teil und zusätzlich Durchblutungsreaktionen in sowie nach Bewegung. Die Effizienz der telemetrischen Anlage zeigt sich daran, daß - allzu große Bewegungsunruhe des Probanden ausschlossen - zwischen den impulsfluvographisch und telemetrisch registrierten Durchblutungsverläufen keinerlei Unterschiede zu beobachten waren.

Die impulsfluvographische als auch die telemetrische Meßmethode zeichnet sich dadurch aus, daß auch relativ schnelle und kurzzeitige Konvektionsänderungen registriert werden. Dies zeigte sich u.a. bei den natürlichen Durchblutungsschwankungen, die bei einem Hypertoniker registriert wurden. Der Verlauf der zeitlichen Änderungen, der ähnlich auch beim Normotoniker zu beobachten ist, wurde in Intervallen von ca. 4 Minuten durch einen kurzzeitigen und starken Durchblutungsrückgang unterbrochen. Eine Deutung als Schutzreaktion ähnlich dem Lewis-Effekt in der Thermophysiologie liegt nahe.

Impulsfluvograph und telemetrische Anlage sind eine Gemeinschaftsentwicklung des physiologischen Institutes und des zentralen Entwicklungslabors für Elektronik der Philipps-Universität Marburg. Die Wärmeleitelemente wurden im physiologischen Institut der Universität Marburg entwickelt und hergestellt.

8. Zusammenstellung der wesentlichen Symbole und Kurzbezeichnungen

Symbol, Kurzbezeichnung	Bedeutung	Dimension
a_1, a_2, a_3	Ausschläge der Instr. K_1-K_3 im Einschub Kanalauswertung des Empfängers	ohne
e_j	Schreiberempfindlichkeit	mV (Papierbreite)
E_V	Empfindlichkeit $\frac{\Delta V}{\Delta \lambda}$	$\text{cal}^{-1} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}$
E_{Um}	Empfindlichkeit $\frac{\Delta U_m}{\Delta \lambda}$	$\text{cal}^{-1} \cdot \text{mV} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C}$
E_2	Empfindlichkeit $\frac{\Delta \alpha_2}{\Delta \lambda}$	$\text{Skt} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec} \cdot ^\circ\text{C} \cdot \text{cal}^{-1}$
E_3	Empfindlichkeit $\frac{\Delta \alpha_3}{\Delta T}$	$\text{Skt} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
ImpA1, ImpA2	Bezeichnung der beiden Wärmeleitelemente vom Typ P1, eingesetzt bei impulsfluvographischen Messungen	
ImpE1, ImpE2	Bezeichnung der beiden Wärmeleitelemente vom Typ P1, eingesetzt bei telemetrischen Messungen	
J	Wasserstromstärke	$\text{ml} \cdot \text{h}^{-1}$
J_H	elektrische Heizstromstärke	A
J_{H_0}	Stromhöhe des Heizimpulses	A
k_1	Faktor zur Beschreibung der Geometrie von Sondenkörper und Gewebeumgebung	cm
k_2	elektrisches Wärmeäquivalent	$\text{cal} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot \text{W}^{-1}$
K_1	fluvogr. Sondenkonstante	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot \text{A}^{-2}$
K_2	fluvogr. Sondenkonstante	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
R_B	variabler Brückenwiderstand der Wheatstone-Brücke im Impulsfluvographen, gemessen in	Skt
R_G	variabler Widerstand für Gegenspannungseinstellung, gemessen in Skt	
R_H	Heizwiderstand	Ohm
R_{Th}	Thermistorenwiderstand	Ohm

Symbol, Kurzbezeichnung	Bedeutung	Dimension
TE1, TE2	Bezeichnung der beiden Temperaturmeßfühler, eingesetzt bei telemetr. Messungen	
T_{H_0}	Wassertemperatur	$^{\circ}\text{C}$
T_j	Heizdauer des Impulsheizstromes	sec
T_P	Pausendauer des Impulsheizstromes	sec
U_a	Ausgangsspannung des Impulsgenerators (Impulsfluovograph)	V
U_E	Spannung am Kondensator des R-C-Gliedes (Impulsfluovograph)	V
$U_{G1} = U_{G3}$	Variable Gegenspannung am Ausgang der Kanäle 1-3, gemessen in	Skt
U_M	Meßspannung	mV
α	Temperaturkoeffizient des Thermistorwiderstandes	K^{-1}
$\alpha_1 - \alpha_5$	Skalenteile (0-100) der Schreiberzeiger von Kanal 1 bis 5	Skt
$\bar{v}$	Temperaturdifferenz	$^{\circ}\text{C}$
$\bar{v}_0$	konstante Temperaturdifferenz	$^{\circ}\text{C}$
λ	Wärmeleitzahl, Wärmetransportzahl	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
λ_i	Wärmeleitzahl verschiedener Eichkörper	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
λ_G	Wärmeleitzahl des Gewebes	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
$\Delta\lambda$	$\Delta\lambda = \lambda_i - \lambda_{i-1}$, Wärmetransportzahlerhöhung $\Delta\lambda = \lambda - \lambda_G$	$\text{cal} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
ν	Frequenz des Heizstromes	sec^{-1}
f	Spezifische Durchblutung	ml/100g·min

9. Literaturverzeichnis

- Aschoff, J.: Mitteilungen zur spontanen und reflektorischen Vasomotorik der Haut. Pflügers Arch. ges. Physiol. 248 (1944), 171-177
- Aschoff, J.: Über die Kälte-dilatation der Extremitäten des Menschen in Eiswasser. Pflügers Arch. ges. Physiol. 248 (1944), 183-196
- Aschoff, J.: Über die Interferenz thermoregulatorischer und kreislaufregulatorischer Vorgänge in den Extremitäten des Menschen. Pflügers Arch. ges. Physiol. 248 (1944), 197-207
- Aschoff, J.: Hauttemperatur und Hautdurchblutung im Dienst der Thermoregulation. Klin. Wschr. 36 (1958), 193-202
- Burton, A.C. and R.M. Taylor: A study of the adjustment of peripheral vascular tone to the requirements of the regulation of body temperature. Amer. J. Physiol. 129 (1940) 565
- Demling, L. und K. Bachmann: Biotelemetrie. Symposium 29./30. Nov. 1968 in Erlangen, Georg Thieme 1970
- Goetz, R.H.: Der Fingerplethysmograph als Mittel zur Untersuchung der Regulationsmechanismen in peripheren Gefäßgebieten. Pflügers Arch. ges. Physiol. 235 (1935), 285
- Golenhofen, K. und G. Hildebrandt: Die Beziehungen des Blutdruckrhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung. Pflügers Arch. ges. Physiol. 267 (1958), 27-45
- Golenhofen, K., Hensel, H. und G. Hildebrandt: Durchblutungsmessung mit Wärmeleitelementen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1963
- Golenhofen, K.: in Physiologie des Kreislaufs (Band 1) von E. Schütz, Springer Verlag 1971

- Ganong, W. F.: Lehrbuch der Physiologie, Georg Thieme Verlag 1971
- Greisman, S.E.: The reactivity of the capillary bed of the nailfold to circulating adrenaline and nor - adrenaline in patients with normal blood pressure and with essential hypertension. J. clin. Invest. 31 (1952), 782
- Hensel, H.: Auslösung von Kältezittern durch Kohlensäure - atmung. Pflügers Arch. ges. Physiol. 252 (1949), 107-110
- Hensel, H.: Physiologie der Thermoreception, Erg. der Physiologie 47 (1952), 166-368
- Hensel, H.: Afferente Impulse aus den Thermorezeptoren der äußeren Haut. Pflügers Arch. ges. Physiol. 256 (1952), 195-210
- Hensel, H.: Physiologie der Arterien und der arteriellen Durchblutung. Angiologie (Sonderdruck), Georg Thieme Verlag 1974, 123-140
- Hille, H.: Die Reaktivität der Hautdurchblutung, in Kreislaufmessungen, 4. Freiburger Kolloquium 1963. Verlag E. Banaschewski 1964
- Hintze, H.: Über den Einfluß der Lageänderung auf Herz - frequenz, Blutdruck und Katecholaminausscheidung bei Säuglingen, Kleinkindern und älteren Kindern. Klin. Wschr. 44 (1966), 1071-1076
- Illig, L.: Die terminale Strombahn. Springer Verlag 1961
- Keidel, W.D.: Lehrbuch der Physiologie. Georg Thieme Verlag 1971
- Kutscha, W. und K. Barbey: Veränderungen des Elektrokardiogramms während akuter orthostatischer Belastung. Verh. Dtsch. Ges. f. Kreislaufforsch. 26 (1960), 315-320

- Landau, J. und E. Davis: Capillary thinning and high capillary blood-pressure in hypertension. Lancet (1957), 1327
- MacKay, R.S.: Bio-Medical Telemetry. Second Edition, J. Wiley and Sons
- Matthes, K.: Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden. Georg Thieme Verlag 1951, 138-192
- Mosso, A.: Über den Kreislauf des Blutes im menschlichen Gehirn. Leipzig 1881, 189
- Payne, M.B. und D.W. Hill: Oxygen Measurements in Blood and Tissues and their Significance. 1966, 25-36
- Priebe, L.: Impulsfluvographie und Telemetrie der lokalen Hautdurchblutung. Biomed. Technik 17 (1972), 8-13
- Rieckert, H.: Die Hämodynamik des venösen Rückflusses aus der unteren Extremität. Arch. für Kreislaufforsch. 62 (1970), 293-318
- Rieckert, H.: Orthostasesyndrom. Kurzmonographie Sandoz 6, 1972, 10-24
- Roddie, J.C.: The decrease in hand blood flow following inflation of an arterial occlusion cuff on the opposite arm. J. Physiol. (London) 112 (1951), 204-216
- Schneider, M.: Physiologie des Menschen. Springer Verlag 1971
- Seller, H., Langhorst, P., Polster, J. und H.P. Koepchen: Zeitliche Eigenschaften der Vasomotorik. Erscheinungsformen und Entstehung spontaner und nervös induzierter Gefäßrhythmen. Pflügers Arch. ges. Physiol. 296 (1967), 110-132
- Slater, L.: Bio-Telemetry, Pergamon Press 1963

Thron, H.L., Scheppokat, K.D. und A. Hintze: Über das Verhalten der kapazitiven und der Widerstandsgefäße der menschlichen Hand im Verlaufe einer durch tiefe willkürliche Inspiration ausgelösten kurzdauernden Vasoconstriktion. Pflügers Arch. ges. Physiol. 270 (1960), 239-250

Wallin, G. und W. Delius: Neue Aspekte zur sympathischen Kontrolle der Haut- und Muskelgefäße bei wachen Menschen. Klin. Wschr. 52 (1974), 457-464

Herrn Prof. Dr. rer. nat. L. PRIEBE möchte ich danken für die Überlassung des Themas und ganz besonders für seine freundliche Unterstützung im Verlauf der Bearbeitung.

Für die Überlassung des Arbeitsplatzes bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. H. HENSEL, dem Direktor des Physiologischen Institutes der Universität Marburg.

Den technischen Assistentinnen Frau ROTH und Frl. BRÜCK danke ich für die Mithilfe bei der Anfertigung der Abbildungen.

Lebenslauf

Am 25.1.1947 wurde ich als Sohn des Geschäftsführers Günther Pilz und seiner Ehefrau Elfriede geb. Regenbogen in Weimar Krs. Kassel geboren. 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule, anschließend eine Mittelschule und von 1963 - 1966 ein Gymnasium in Kassel, das ich mit der Reifeprüfung verließ. Nach Ableistung meiner Wehrpflichtzeit schrieb ich mich zunächst an der juristischen Fakultät der Universität Marburg ein. Im SS 1970 wechselte ich zur medizinischen Fakultät der Philipps-Universität und bestand im September 1972 die ärztliche Vorprüfung. Im April 1975 meldete ich mich zum medizinischen Staatsexamen.

Meine vorklinischen und klinischen Lehrer waren die Herren Professoren und Dozenten:

Amon, Arndt, Aurich, Eichler, Börngen, Braasch, Buchholz, Baume, Dehnicke, Dimroth, Exner, Friedrich, Hamelmann, Hamm, Hardewig, Havemann, Hensel, Hering, Hess, Hildebrandt, Hort, Jacob, Kalbfleisch, Karlson, Klaus, Kleinsasser, Koecke, Koransky, Lauer, Linneweh, Mannheim, Maroske, Martini, Gehmig, Depen, Petry, Pots, Reim, Remschmidt, Riecken, Rodeck, Rohen, Schiff, Schleyer, Schmid, Schmitz-Moormann, Seidel, Siegert, Straub, Thoenes, Uhlarik, Walcher, Wehrmeyer, Welge-Lüssen, Wesemann, Willenbockel

